

# **Tıbbi Görüntüleme Sistemlerinin Temelleri**

**Elekt.Yük.Müh.Doğan D.DEMİRGÜNEŞ**

**E-posta: [ddemirgunes@gmail.com](mailto:ddemirgunes@gmail.com)**

**Tel:312-304 25 11**

# Tıbbi görüntüleme nedir?

İnsan vücudunun iç kısmının (iç organlar veya dokular);

- Girici olmayan (**non-invaziv**) bir şekilde,
- Minimum miktarda **enerji** ile (X-ışınları, gama ışınları, manyetik alan, ultra ses vb.) görüntülenmesine tıbbi görüntüleme denir.



# Tıbbi görüntüleme yöntemlerinin temel ilkeleri

Tıbbi görüntüleme sistemleri kullanılan enerji çeşidine göre; **6 (altı) temel kategoride** incelenebilir:

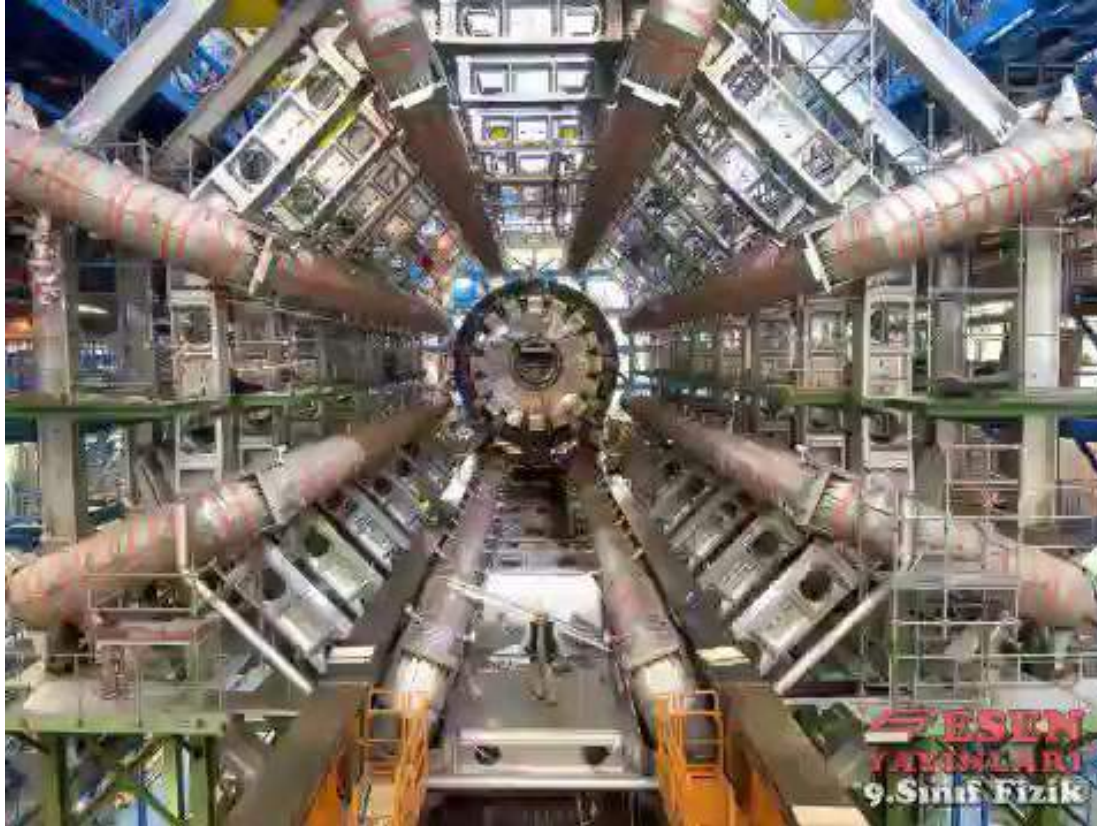
- **X-Işınlarının** kullanıldığı tıbbi görüntüleme sistemleri,
- **Ultra ses** (çok yüksek frekanslı) dalgalarının kullanıldığı tıbbi görüntüleme sistemleri,
- **Radyoaktif** maddelerden yayılan (alfa, beta, gamma) ışınlarının ölçülmesine dayalı **nükleer** tıbbi görüntüleme sistemleri,
- Yüksek **manyetik alanın** kullanıldığı tıbbi görüntüleme sistemleri,
- **Termal** (kızılötesi-infrared) tıbbi görüntüleme sistemleri,
- **Optik** tıbbi görüntüleme sistemleri.

Bu derste; yukarıdaki yöntemlerin, **temel fiziksel ve matematiksel esaslarını, görüntü oluşturma yöntem ve prensiplerini**, birbirlerine göre **avantaj ve dezavantajlarını** inceleyeceğiz.

# Tanımlar

## Elektromanyetik Dalgalar

Hareketli **elektriksel bir yük** **sabit hızla** hareket ederse, sabit akım ve sabit **manyetik alan**, **osilasyon hareketi** yaparsa **değişken** bir manyetik alan ve değişken bir **elektrik alan** oluşturur. Aynı zamanda değişken elektrik alan da manyetik alan oluşturur. Böylece osilasyon hareketi yapan bir yük **elektromanyetik alan** oluşturur.



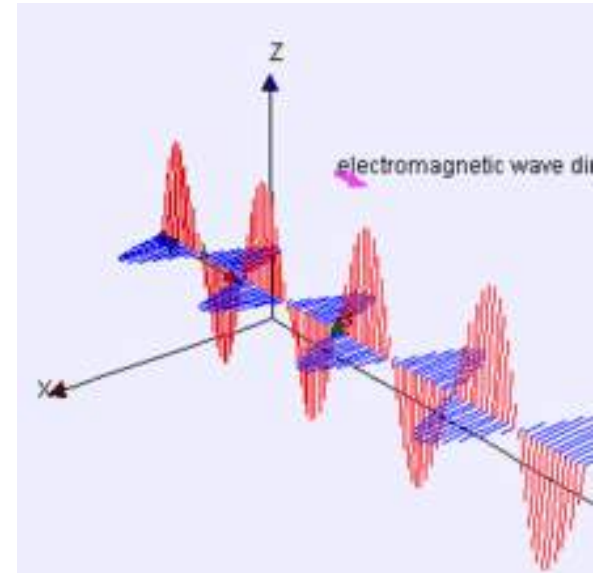


# Tanımlar

## Elektromanyetik Dalgalar

Bütün bu olayları tek bir teoride birleştiren İskoçyalı fizikçi **James Clerk Maxwell, 1831-1879** bir bölgede **zamanla değişen** elektrik ve manyetik alanlar nedeniyle oluşan **elektromanyetik değişimin uzayda bir bölgeden diğerine ilerleyebilmesinin mümkün olduğunu (yayınım) ileri sürmüştür.**

Dalga özellikleri taşımak zorunda olan bu tür enerji değişimlerine **elektromanyetik dalga** adı verilir.



# Tanımlar

## Elektromanyetik Dalga, Enerji ve Dalga Boyu:

$$c = \text{frekans} \times \text{dalga boyu} \text{ veya } \lambda = \frac{c}{f}, \text{ ve } E = hf \text{ veya } E = \frac{hc}{\lambda}$$

Burada;  $c = 299,792,458 \text{ m/s}$  (ışık hızı) ve  $h$  de Planck sabiti ( $h \approx 6.626069 \cdot 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s} \approx 4.13567 \mu\text{eV}/\text{GHz}$ ) dir.

**Elektromanyetik dalgalar**, yüklü bir parçacığın ivmeli hareketi sonucu oluşan, birbirine dik **elektrik** ve **manyetik alanın oluşturduğu düzleme dik doğrultuda**, boşlukta **c ışık hızı ile yayılan** dalgalardır.

Elektromanyetik dalgalar, **frekanslarına göre**; radyo dalgaları, mikrodalgalar, terahertz radyasyonu, kızılötesi radyasyonu, görünür ışık, morötesi radyasyonu, X-ışınları ve gama ışınları olarak adlandırılır.

**Yüksek frekanslı** elektromanyetik dalgalar **yüksek enerjiye**, **kısa dalga boyuna**, **düşük frekanslı** elektromanyetik dalgalar ise düşük enerjiye ancak **uzun dalga boyuna** sahiptirler.

# Tanımlar

## Elektromanyetik Dalgaların Önemli Özellikleri

- Enine (Transverse) dalgalardır, **E ve B birbirine diktir**, aynı zamanda her ikisi de **dalganın yayılma doğrultusuna diktir**.
- Dalganın yayılma yönü **E x B vektörel çarpımın** yönündedir.
- E ve B'nin büyüklükleri arasında  **$E = c \cdot B$**  şeklinde bir oran vardır.
- Dalga boşlukta kesin ve değişmeyen bir süratle ilerler.
- Mekanik dalgalarının aksine, elektromanyetik dalgaların yayılması için **maddesel bir ortama ihtiyaç yoktur**.

BOŞ UZAYDA MAXWELL DENKLEMLERİ		
	İntegral Biçimi	Diferansiyel Biçimi
1	$\oint \vec{E} \cdot d\vec{A} = \frac{Q}{\epsilon_0}$	$\vec{\nabla} \cdot \vec{E} = \frac{\rho}{\epsilon_0}$
2	$\oint \vec{B} \cdot d\vec{A} = 0$	$\vec{\nabla} \cdot \vec{B} = 0$
3	$\oint \vec{E} \cdot d\vec{l} = -\frac{\partial \phi_E}{\partial t}$	$\vec{\nabla} \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t}$
4	$\oint \vec{B} \cdot d\vec{l} = \mu_0 I + \mu_0 \epsilon_0 \frac{d\phi_E}{dt}$	$\vec{\nabla} \times \vec{B} = \mu_0 \vec{J} + \mu_0 \epsilon_0 \frac{\partial \vec{E}}{\partial t}$

- **Ödev:** Maxwell denklemlerini araştırınız. Her bir denklemin anlamını açıklayınız.

# Tanımlar

## Elektromanyetik Spektrum (Elektromanyetik Tayf):

EM Spektrum; evrenin herhangi bir yerinde tüm elektromanyetik radyasyonun (farklı ışınım türevlerinin), **dalga boyları veya frekanslarına göre bağıl konumunu** ifade eden kavramdır.

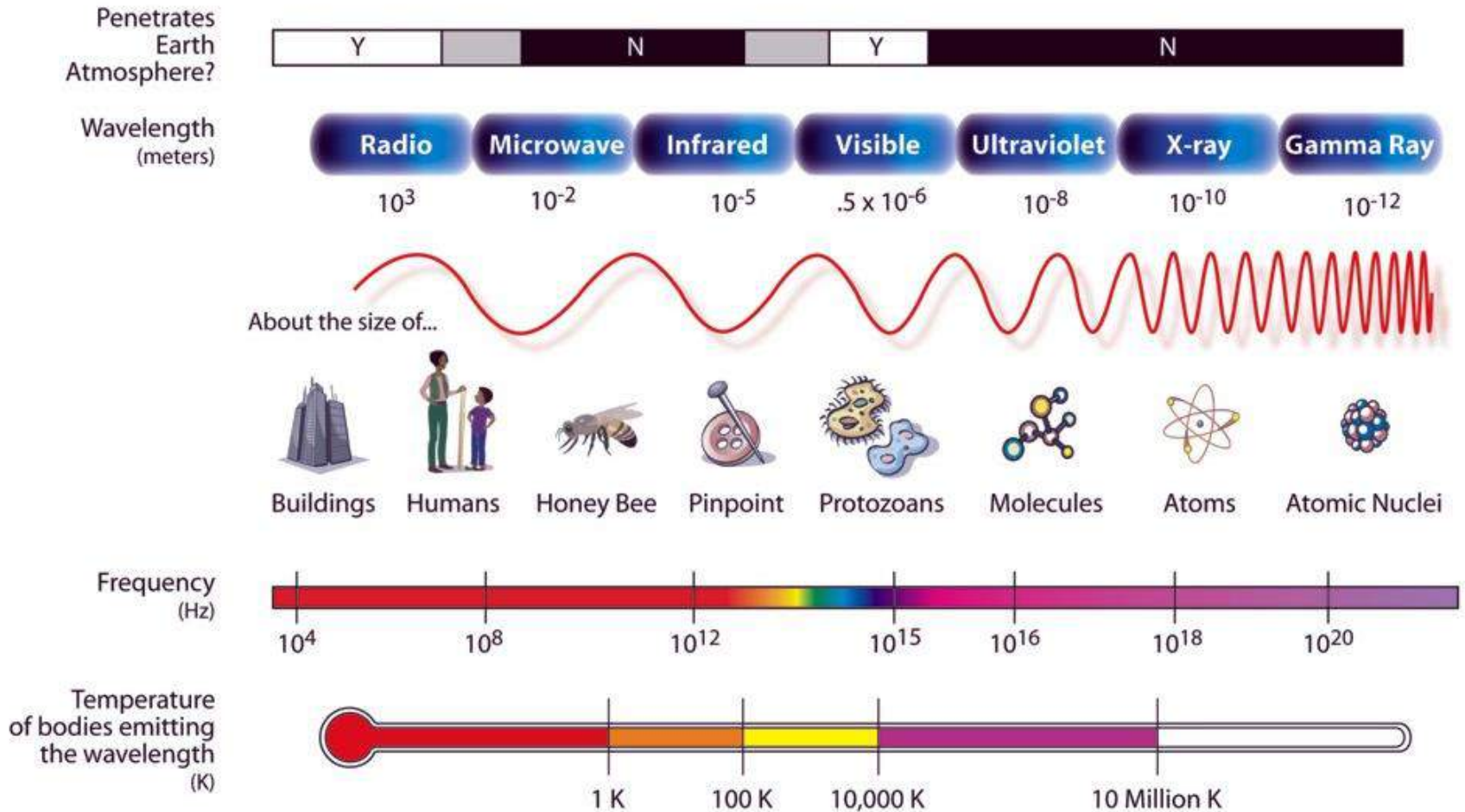
Herhangi bir cismin **elektromanyetik tayfı veya spektrumu**, o cisim tarafından çevresine yayılan karakteristik net elektromanyetik radyasyonu tabir eder.

Boşlukta, belirli bir **dalga boyundaki ( $\lambda$ )** elektromanyetik enerjinin bu dalga boyu ile orantılı bir **frekansı (f)** ve **foton enerjisi (E)** bulunmaktadır.

Bu yüzden elektromanyetik tayf **bu üç değerden herhangi biri** kullanılarak ifade edilir.

# Tanımlar

## THE ELECTROMAGNETIC SPECTRUM

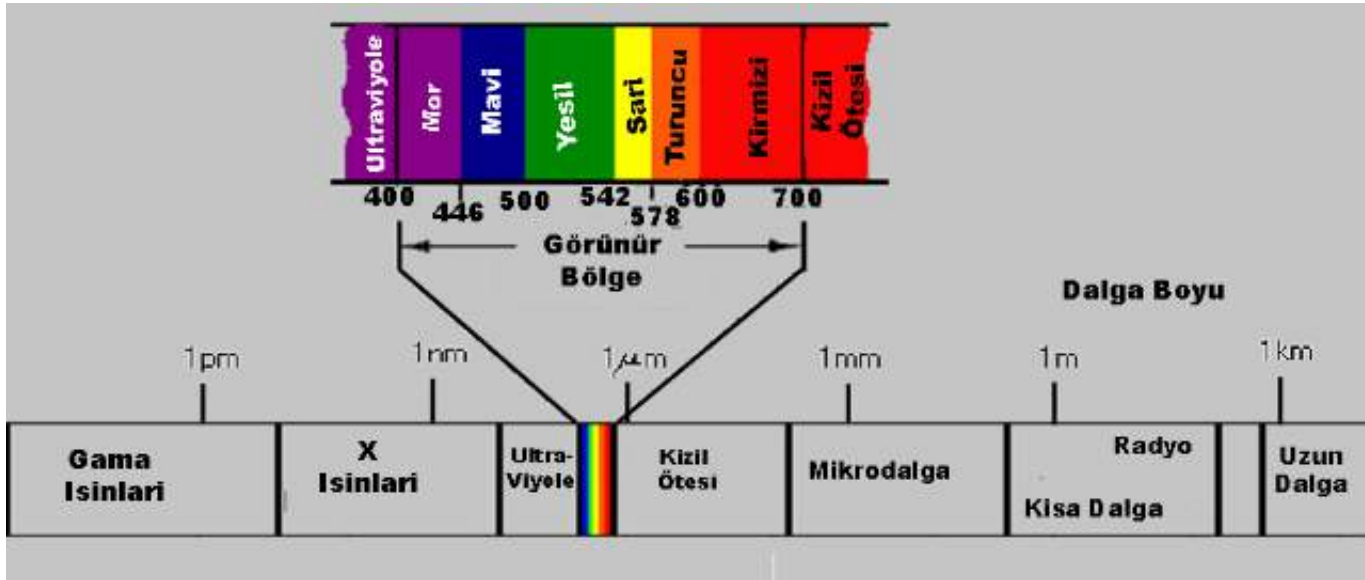


# Tanımlar

## İnsan Görme Sistemi ve Görünür Işık Spektrumu:

İnsan görme sistemi **gözlerimizle başlar**. Işığın **çok kanallı dalga boyları** her biri birer algılama sistemi olan **gözlerimiz yardımı ile** algılanır.

**Görülebilir spektrum tanımı**; insan gözünün görebileceği elektro manyetik dalga boyu aralığını tanımlar. Buna karşın bir **arının** görebildiği spektral aralık ultraviyole bölgede başlar ve yeşil dalga boylarında sona erer (\*).



\* Bernd Jaehne, Practical Handbook on Image Processing for Scientific Applications, CRC Press, 1997, ISBN:0-8493-8906-2



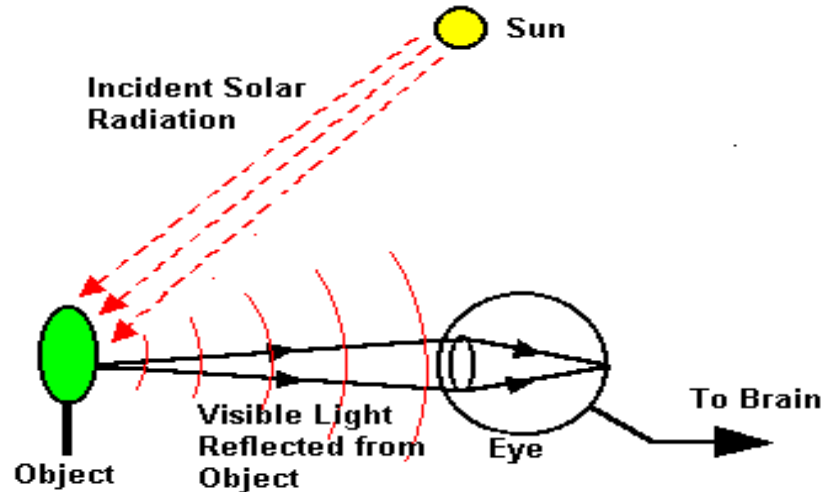
# Tanımlar

## İnsan Görme Sistemi

Gözlerimizle görülebilen bölgedeki **elektromanyetik dalgaları algılar** ve beynimizle yorumlarız. Gözlerin farklı ışık şiddetlerine adapte olabilme yeteneği **parlaklık adaptasyonu (brightness adaption)** olarak adlandırılır.

İki parlaklık düzeyleri arasında ayırım yapabilme yeteneğine ise **kontrast duyarlılığı** adı verilir. Bu da gözün etrafını çevreleyen parlaklık düzeylerine bağlıdır. Güneşli bir günde farları yanan bir aracın farlarını görmek güçtür, fakat gece değildir.

Kısaca **göz bir fotoğraf makinası gibi düşünülebilir** ve beynin görme bölümleri de karmaşık bir **sayısal görüntü işleme sistemi** olarak düşünülebilir.



# Tanımlar

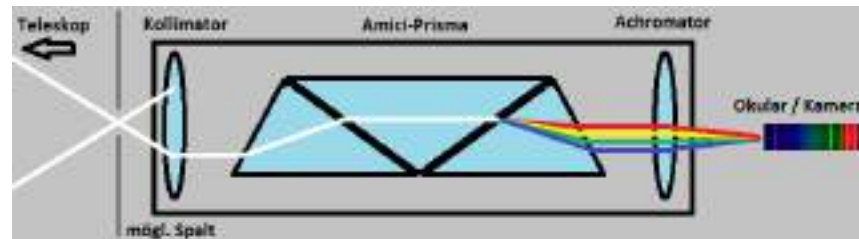
## Elektromanyetik Spektrum (Elektromanyetik Tayf):

Elektromanyetik radyasyon başlıca **yedi kategoride** incelenir. Bunlar düşük frekanstan yüksek frekansa doğru;

- Radyo Dalgaları,
- Mikrodalga,
- Kızılötesi,
- Görünür Işık,
- Morötesi,
- X-ışınları ve,
- Gama Işınlarıdır.



- **Spektroskopi** ile insan gözünün algılayabildiği **400 ile 700 nm'lik** dalga boyları arasındaki **görünür ışık bandı dışındaki** diğer ışınım aralıkları da algılanabilir. Normal bir laboratuvar spektroskopu **2 nm ile 2500 nm** arasındaki dalga boylarını kolayca algılayabilir.



# Tanımlar

## X-ışınları;

Morötesi ışıklardan daha kısa dalga boyuna, dolayısı ile daha yüksek frekans ve enerjiye sahiptir. Çeşitli materyallerin içinden geçebildikleri için tıpta organ ve kemiklerin görüntülenmesinde sıkça kullanıldığı gibi, ayrıca yüksek-enerji fizik ve gökbilim uygulamalarında da kullanım alanı bulmuştur.

X-ışınları tıbbi görüntülemede en yaygın kullanılan ışınlar olduğundan bu konu daha ayrıntılı olarak ileride açıklanacaktır.

## Gama ışınları

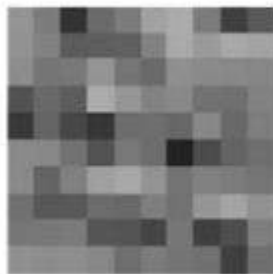
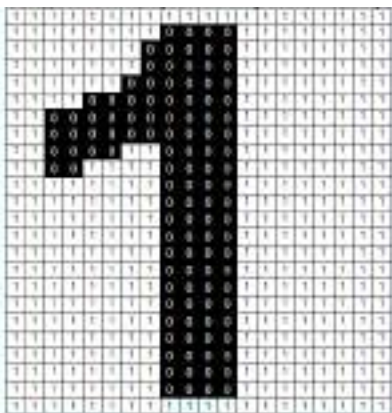
Bilinen en enerjik elektromanyetik radyasyon türü olan gama ışınları nükleer aktivite ve çeşitli kozmik kaynaklar tarafından üretilirler. Tıbbi anlamda GAMA Kamera, PET, SPECT cihazlarında kullanılırlar.

# Tanımlar

## Sayısal Görüntü;

Sayılardan oluşan görüntü matrislerine **sayısal görüntü** adı verilir. Örneğin **Siyah-Beyaz** bir sayısal görüntü **iki gri seviyeden** (değerden) oluşan bir matris iken, **renkli** bir sayısal görüntü ise **kırmızı, yeşil ve mavi** kanalları (**RGB**) olan üç boyutlu bir matristir.

Böylesi bir görüntüde **her bir piksel ya siyah ya da beyaz** olarak oluşur. Burada sembolik olarak **beyaz pikseller 1, siyah pikseller 0** değeri ile gösterilecektir.



148	123	52	107	123	162	172	123	64	89	...
147	130	92	95	98	130	171	155	169	163	...
141	118	121	148	117	107	144	137	136	134	...
82	106	93	172	149	131	138	114	113	129	...
57	101	72	54	109	111	104	135	106	125	...
138	135	114	82	121	110	34	76	101	111	...
138	102	128	159	168	147	116	129	124	117	...
113	89	89	109	106	126	114	150	164	145	...
120	121	123	87	85	70	119	64	79	127	...
145	141	143	134	111	124	117	113	64	112	...
...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...

$F(x,y)$

$I(u,v)$

# Tanımlar

## Pixel (Picture Element):

Bir görüntünün en küçük ve temel bileşeni piksel (pixel - picture element-resim elemanı) dir. Bir piksel görüntüdeki en küçük tek bir noktadır.

Dolayısı ile görüntü deyince  $m \times n$  boyutlu *piksellerden* oluşan bir *matris* akla gelmelidir.

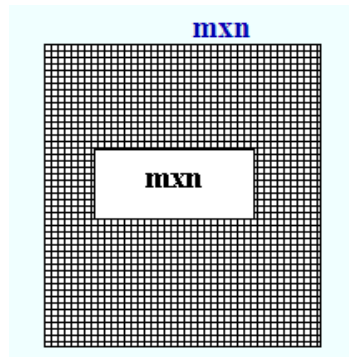
Bir pikselin *iki temel özelliği* vardır;

### 1.Radyometrik özelliği:

Pikselin algılandığı elektromanyetik spekrumdaki renk (*gri*) değeri

### 2.Geometrik özelliği:

Görüntü matrisindeki yeri yani sahip olduğu *matris koordinatlarıdır*.



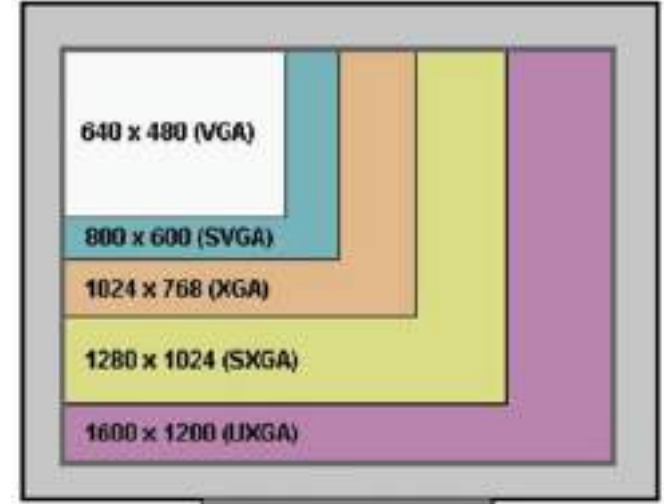
	1	2	3	.....	M
1					
2		$(x-1,y-1)$	$(x-1,y)$	$(x-1,y+1)$	
3		$(x,y-1)$	$(x,y)$	$(x,y+1)$	
.....		$(x+1,y-1)$	$(x+1,y)$	$(x+1,y+1)$	
N					

Şekil-2.3-Bir görüntünün koordinat sistemi

# Tanımlar

**Megapixel: 1 Milyon Piksel** anlamına gelmektedir. Yüksek megapiksele sahip bir kamera yüksek çözünürlüklü görüntüler elde eder anlamına gelir.

Çözünürlük	Toplam Piksel	Megapiksel
1600 x 1200	1.920.000	2 megapiksel
2048 x 1536	3.145.728	3 megapiksel
2560 x 1920	4.915.200	5 megapiksel
2816 x 2112	5.947.392	6 megapiksel
3264 x 2468	8.055.552	8 megapiksel



## Rezolüsyon (Çözme Gücü):

Görüntüdeki **en küçük yapıları ayırt edilebilme gücüdür**. **Piksel boyutu ile ilişkilidir**. Piksel boyutu küçülürse görüntüdeki piksel sayısı artar, **piksel sayısının artması ayırt edilebilen daha çok oluşum** anlamına gelir.

**Monitörlerde A x B ile gösterilen çözünürlük**; yatay olarak A tane, dikey olarak B tane nokta anlamına gelmektedir. Görüntüde **1024 x 768 = 786.432** adet nokta var anlamına gelir.



# Tanımlar

## Renk Derinliği (Bit Depth)

Sayısal görüntüdeki nokta sayısı ne kadar fazla olursa o kadar gerçeğe yakın netlikte bir görüntü oluşmaktadır. Görüntüyü oluşturan **her bir noktaciğın** (piksel) **alabileceği renk aralığı** ne kadar fazla ise o noktacık da renk havuzunda gerçeğe daha yakın bir renk alacaktır. Buna **renk derinliği** denir. Genelde “ bit ” olarak ifade edilir.

**1 bit renk derinliğine** sahip bir piksel  $2^1 = 2$  adet renk alabilir. (siyah ve beyaz)

**2 bit renk derinliğine** sahip bir piksel  $2^2 = 4$  adet renk alabilir.

**3 bit renk derinliğine** sahip bir piksel  $2^3 = 8$  adet renk alabilir.

**4 bit renk derinliğine** sahip bir piksel  $2^4 = 16$  adet renk alabilir.

**8 bit renk derinliğine** sahip bir piksel  $2^8 = 256$  adet renk alabilir.

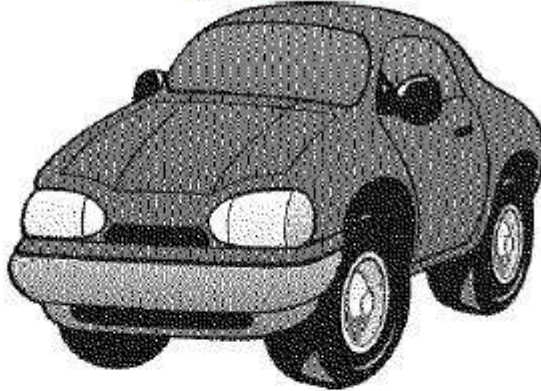
**16 bit renk derinliğine** sahip bir piksel  $2^{16} = 65.536$  adet renk alabilir.

**Bit derinliği arttıkça, dosya boyutu da artar.**

# Tanımlar

## Renk Derinliği (Bit Depth)

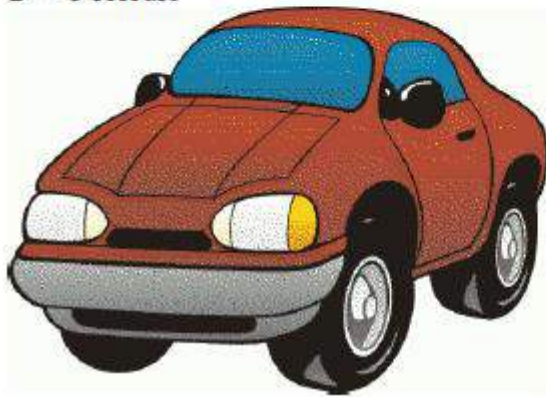
1 bit image  
 $2^1 = 2$  colours



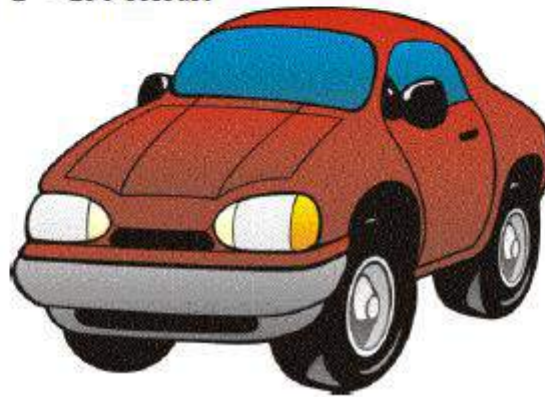
8 bit image  
 $2^8 = 256$  shades of grey



4 bit image  
 $2^4 = 8$  colours



8 bit image  
 $2^8 = 256$  colours



24 bit image  
 $2^{24} =$  approximately 16.8 million colours



# Tanımlar

## Görüntü Boyutu:

Görüntü boyutu = düşey nokta sayısı x yatay nokta sayısı x renk derinliği

**Örnek:** 16 bit renk (orta gerçek renk) derinliğine sahip 1024 x 768 çözünürlükteki bir fotoğrafın boyutunu hesaplayalım.

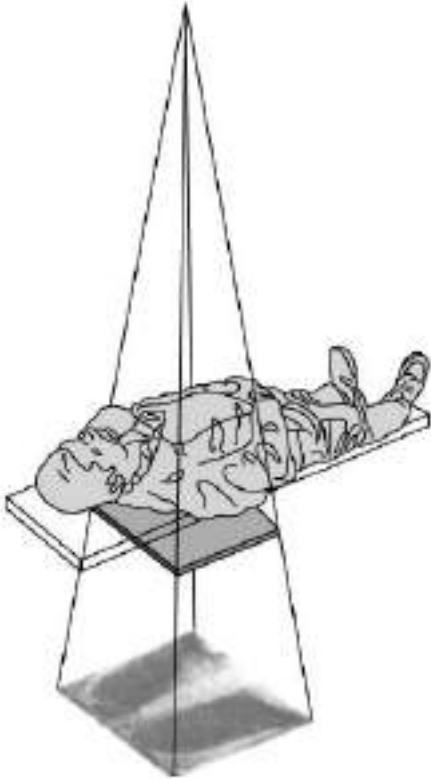
**Boyut** = 1024 x 768 x 16 = 12.582.192 bit = 1.572.864 Byte  
= 1536 kB  
= 1,5 MB

Sonuç olarak **renk derinliği ne kadar fazla olursa**, her bir noktacık gerçek renge o kadar yakın bir renk alır. Buna karşılık boyutu da o kadar büyük olur. Günümüzde **32bit yer kaplayan 24bitlik** renk derinliği, **dijital paneller** için standart olmuş durumdadır.

# Tanımlar

## Projeksiyon

Tıbbi görüntülemede projeksiyon terimi ile; 3 boyutlu olan vücudun o anki pozisyonuna göre **özel bir doğrultuda** oluşan, **vücudun tek bir gölge görüntüsü** anlaşılır.

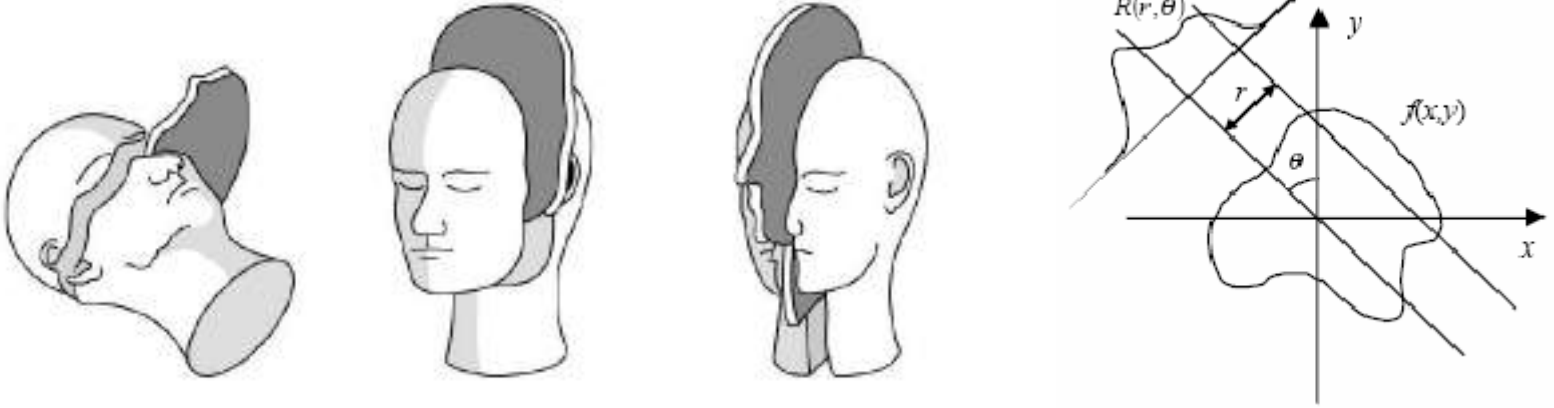


# Tanımlar

## Tomografik görüntü

Üç boyutlu bir objenin özel bir doğrultuda (aksiyal, koronal ve sagittal) alınan bir çok kesit görüntüsünden oluşturulan görüntüler serisine tomografik görüntü adı verilir.

Tomografik görüntüyü oluşturmak için öncelikle farklı doğrultularda objeden projeksiyonlar elde edilir, daha sonra bu iki boyutlu projeksiyonlar çeşitli matematiksel yöntemlerle (bilgisayar yardımıyla) geri çatılarak tomografik görüntü oluşturulur.

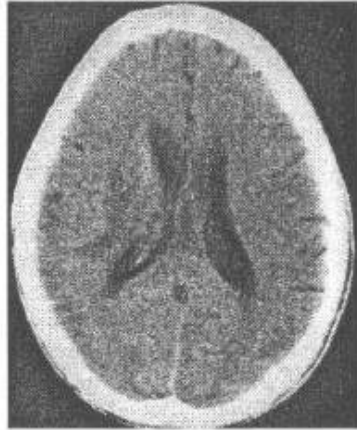


# Tanımlar

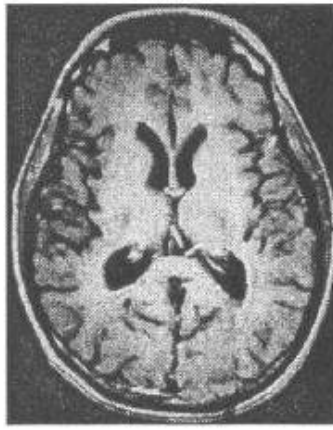
## Anatomik ve Fonksiyonel Görüntüleme

Bazı görüntüleme sistemleri (X-ışınli sistemler, BT, MRI) insan vücudunun **anatomik yapısını** (kafatası, iskelet sistemi ve farklı tipteki dokular) görüntülemeye çok iyi sonuç verir.

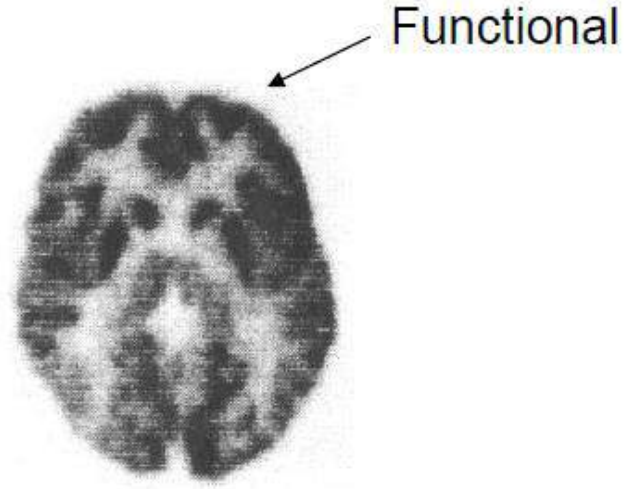
Bazı görüntüleme sistemleri de (ultrason, fonksiyonel MR, PET vb) anatomik yapı hakkında yetersiz bilgi vermekle birlikte, görüntülenen organın **fonksiyonel durumunu** (kan akışı, oksijenlenme durumu vb) çok iyi bildirir.



(a)  
CT



(b)  
MRI



(c)  
PET



# Tıbbi Görüntüleme Sistemlerine Genel Bakış

## Genel tıbbi görüntüleme sistemleri;

- X-ışınlı Görüntüleme (Projeksiyon radyografi (X-ray), BT, Anjiografi)
- Nükleer Tıp (SPECT, PET)
- Ultra ses (Ultrasound) görüntüleme
- MRI
- Optik Görüntüleme
- Termal Görüntüleme

## X-ışınlı Görüntüleme Sistemleri

- En çok kullanılan tekniktir.
- Çözünürlük gücünün yüksek olması ve bu nedenle anatomik ayrıntıyı en iyi verebilmesi,
- Patolojik yapıları ayırmada , radyasyonun sakıncalı olduğu durumlarda diğer yöntemler tercih edilir.

# Tıbbi Görüntüleme Sistemlerine Genel Bakış

## Projeksiyon Radyografisi



(a)



(b)

Figure 1.1

*Medical Imaging Signals and Systems*, by Jerry L. Prince and Jonathan Links.  
ISBN 0-13-065353-5. © 2006 Pearson Education, Inc., Upper Saddle River, NJ. All rights reserved.

# Tıbbi Görüntüleme Sistemlerine Genel Bakış

## Projeksiyon Radyografisi



# Tıbbi Görüntüleme Sistemlerine Genel Bakış

## Projeksiyon Radyografisi

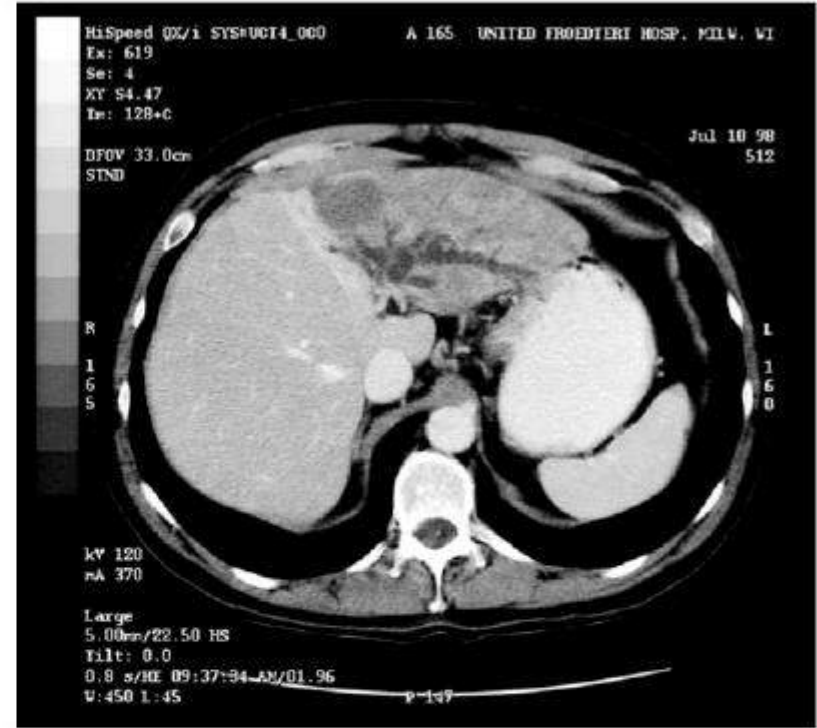
<b>Keşif Yılı</b>	1895 (Röntgen)
<b>Radyasyon Formu</b>	X-ışınları = Elektromanyetik radyasyon (fotonlar)
<b>Enerji / Radyasyon Dalga Boyu</b>	0,1 – 100 keV / 10 – 0,01 nm (İyonizan)
<b>Görüntüleme Prensipli</b>	X-ışınları farklı yoğunluklardaki dokuların içinden geçerek, radyogram oluşturur.
<b>Görüntüleme Hacmi</b>	Tüm vücut
<b>Çözünürlük</b>	Yüksek (cm'nin altında)
<b>Uygulamaları</b>	Mamografi, akciğer hastalıkları, ortopedi, diş, kalp ve damar cerrahisi

# Tıbbi Görüntüleme Sistemlerine Genel Bakış

## Bilgisayarlı Tomografi



(a)



(b)

Figure 1.2

*Medical Imaging Signals and Systems*, by Jerry L. Prince and Jonathan Links.  
ISBN 0-13-065353-5. © 2006 Pearson Education, Inc., Upper Saddle River, NJ. All rights reserved.

# Tıbbi Görüntüleme Sistemlerine Genel Bakış

## Bilgisayarlı Tomografi

<b>Keşif Yılı</b>	1972 (Hounsfield)
<b>Radyasyon Formu</b>	X-ışınları = Elektromanyetik radyasyon (fotonlar)
<b>Enerji / Radyasyon Dalga Boyu</b>	10 – 100 keV / 0.1 – 0.01 nm (İyonizan)
<b>Görüntüleme Prensipleri</b>	X-ışınları bir çok projeksiyon görüntüsünden bilgisayar yardımı ile tomografik kesitler hesaplanarak görüntü oluşturulur.
<b>Görüntüleme Hacmi</b>	Tüm vücut
<b>Çözünürlük</b>	Çok yüksek (mm)
<b>Uygulamaları</b>	Yumuşak doku görüntüleme (Beyin, Kalp ve Damar Sistemi)



# Tıbbi Görüntüleme Sistemlerine Genel Bakış

## Nükleer Tıp

Görüntüler, vücuda enjekte edilen **radyoaktif maddeden yayılan gama ışınlarının tespit edilmesi** ile oluşturulur. İnsan vücudu, aktif kaynak olarak kullanılır. Bir nükleer tıp görüntüsü vücuttaki radyoaktif maddenin yoğunluğunu gösterir.

Üç tipi vardır:

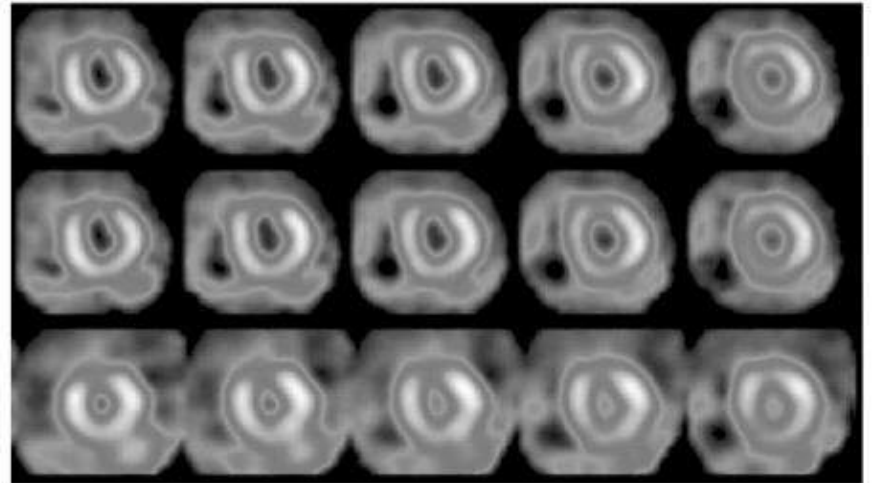
- Konvansiyonel radyonüklid görüntüleme (veya **sintigrafi (scintigraphy)**)
- Tek foton yayımı bilgisayarlı tomografi (**Single photon emission computed tomography (SPECT)**)
- **Pozitron emisyon tomografisi (Positron emission tomography (PET))**

# Tıbbi Görüntüleme Sistemlerine Genel Bakış

## Nükleer Tıp (Single photon emission computed tomography (SPECT))



(a)



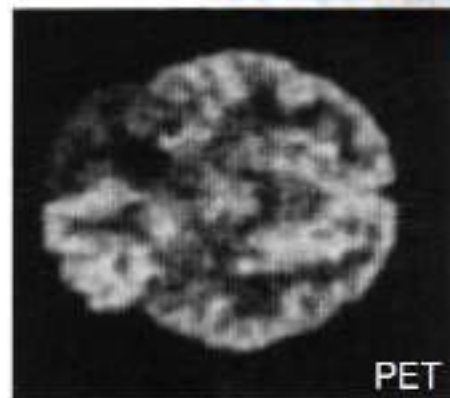
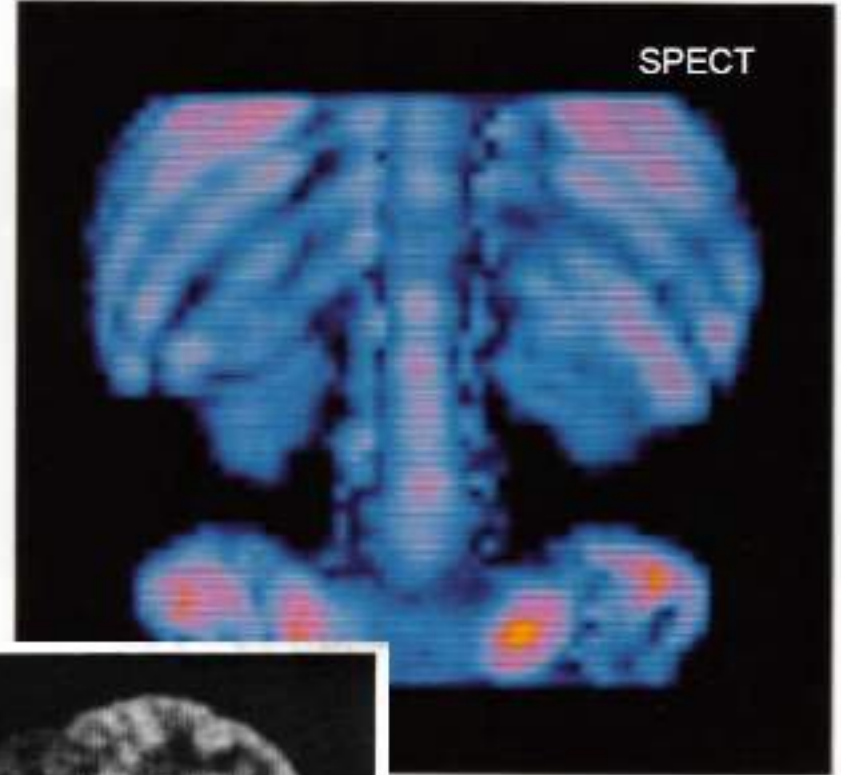
(b)

Figure 1.3

*Medical Imaging Signals and Systems*, by Jerry L. Prince and Jonathan Links.  
ISBN 0-13-065353-5. © 2006 Pearson Education, Inc., Upper Saddle River, NJ. All rights reserved.

# Tıbbi Görüntüleme Sistemlerine Genel Bakış

## Nükleer Tıp



# Tıbbi Görüntüleme Sistemlerine Genel Bakış

## Nükleer Tıp

<b>Keşif Yılı</b>	1953 (PET), 1963 (SPECT)
<b>Radyasyon Formu</b>	Gama Işınları
<b>Enerji / Radyasyon Dalga Boyu</b>	> 100 keV / < 0.01 nm (İyonizan)
<b>Görüntüleme Prensipleri</b>	Vücuttaki radyoizotoplardan yayılan gama ışınlarının özel gama kameralarla tespit edilmesine dayanır.
<b>Görüntüleme Hacmi</b>	Tüm vücut
<b>Çözünürlük</b>	Orta- düşük (mm - cm)
<b>Uygulamaları</b>	Fonksiyonel görüntüleme (Kanser tespiti, metabolik işlevler, myokard enfarktüsü)

# Tıbbi Görüntüleme Sistemlerine Genel Bakış

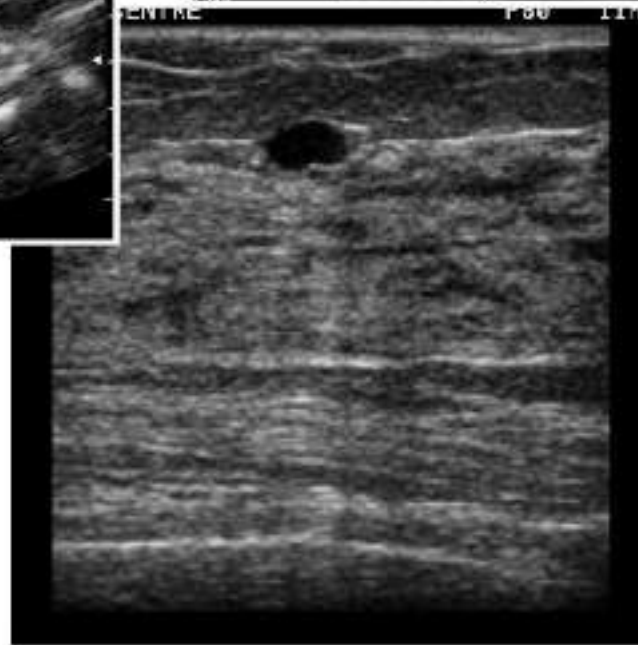
## Ultrason (Ultrases) Görüntüleme

- Görüntülenen vücuttan yansıyan ses dalgalarının yansıma zamanı ve şiddeti ölçülerek görüntü oluşturulur.
- Pahalı olmayan ve girici olmayan (non invaziv) bir tekniktir.
- Görüntü kalitesi diğerlerine nazaran düşüktür. (Ama geliştirilmektedir.)



# Tıbbi Görüntüleme Sistemlerine Genel Bakış

## Ultra ses (Ultrason) Görüntüleme



# Tıbbi Görüntüleme Sistemlerine Genel Bakış

## Ultra ses (Ultrason) Görüntüleme

<b>Keşif Yılı</b>	<b>1952 (Klinik kullanımı 1962)</b>
<b>Radyasyon Formu</b>	<b>Ses dalgaları (EM radyasyon değil), (iyonizan değil)</b>
<b>Frekans / Dalga Boyu</b>	<b>1 – 10 MHz / 1 – 0.1 mm</b>
<b>Görüntüleme Prensipleri</b>	<b>Vücut içinden yansıyan ses dalgalarının kayıt edilmesine dayanır.</b>
<b>Görüntüleme Hacmi</b>	<b>&lt; 20 cm</b>
<b>Çözünürlük</b>	<b>Yüksek (mm)</b>
<b>Uygulamaları</b>	<b>Yumuşak doku, kan akışı (Doppler)</b>



# Tıbbi Görüntüleme Sistemlerine Genel Bakış

## Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI)



(a)



(b)

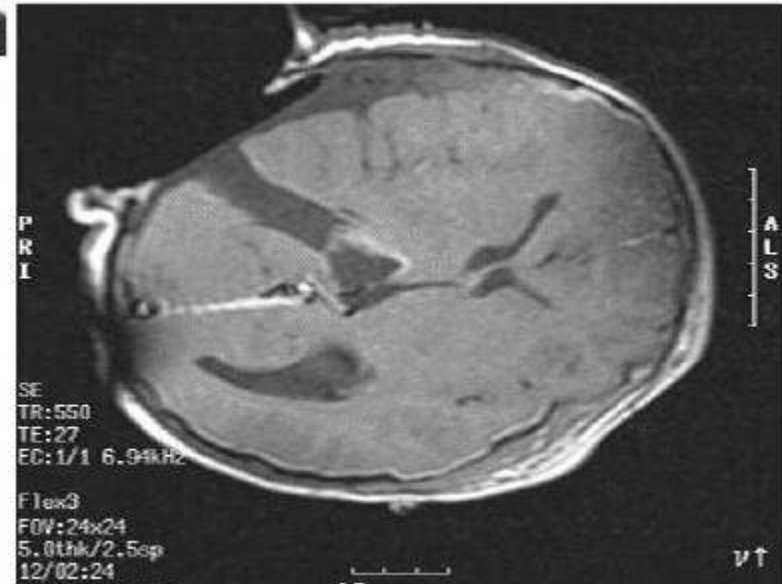
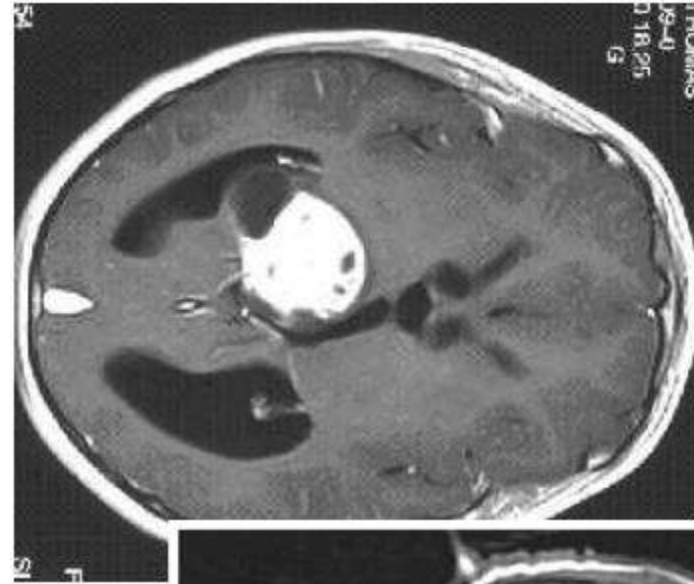
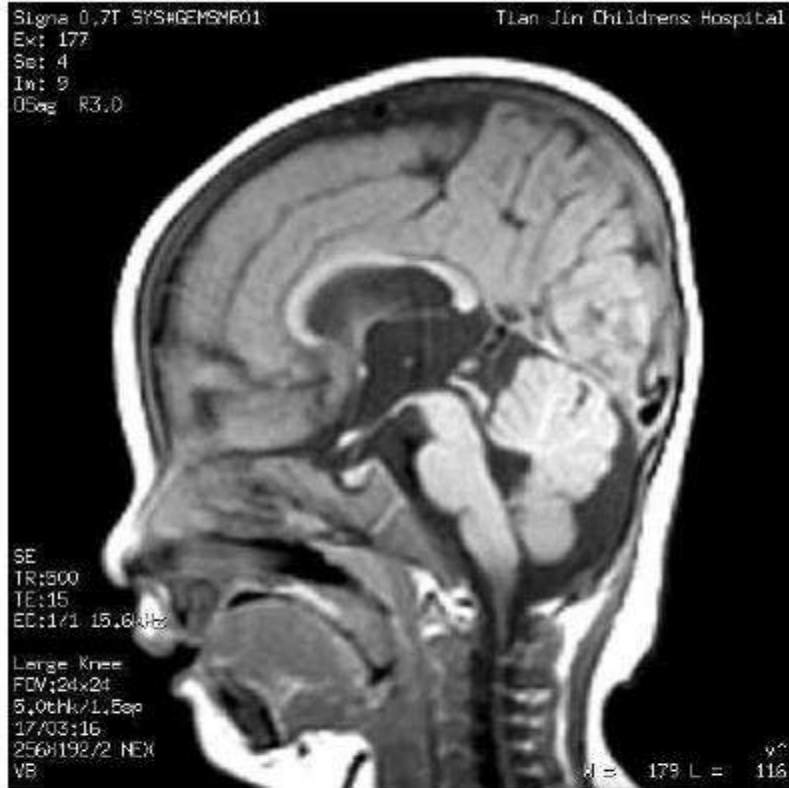
Figure 1.5

*Medical Imaging Signals and Systems*, by Jerry L. Prince and Jonathan Links.  
ISBN 0-13-065353-5. © 2006 Pearson Education, Inc., Upper Saddle River, NJ. All rights reserved.



# Tıbbi Görüntüleme Sistemlerine Genel Bakış

## Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI)



# Tıbbi Görüntüleme Sistemlerine Genel Bakış

## Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI)

<b>Keşif Yılı</b>	1945 ([NMR] Bloch) 1973 (Lauterbur) 1977 (Mansfield) 1971 (Damadian)
<b>Radyasyon Formu</b>	Radyo frekansı (RF) (İyonizan değil)
<b>Enerji / Radyasyon Dalga Boyu</b>	10 – 100 MHz / 30 – 3 m ( $\sim 10^{-7}$ eV)
<b>Görüntüleme Prensipleri</b>	Vücuttaki protonların dönü hareketine uygulanan radyo frekans dalgalarından yayılan cevapların toplanmasına dayanır.
<b>Görüntüleme Hacmi</b>	Tüm vücut
<b>Çözünürlük</b>	Yüksek (mm)
<b>Uygulamaları</b>	Yumuşak doku, fonksiyonel görüntüleme

# **Tıbbi Görüntüleme Sistemlerinin Temelleri Dersi**

## **Nükleer Tıpta Kullanılan Tıbbi Görüntüleme Sistemleri**

**Elekt.Yük.Müh. Doğan D.DEMİRGÜNEŞ  
Biyomedikal Mühendislik Merkezi**

**E-posta: [ddemirgunes@gmail.com](mailto:ddemirgunes@gmail.com)  
Tel:312-304 25 11**

# İçerik

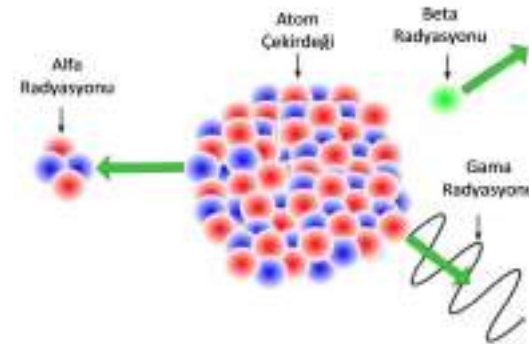
- **Nükleer Tıp nedir?**
- **Nükleer Tıp ve Radyoloji**
- **Radyasyon ve Radyoaktivite Kavramları**
- **Radyoaktivite Çeşitleri**
- **Nükleer Tıp Görüntüleme Yöntemleri**
- **Gama Kamera Sistemleri**
- **Gama Kamera Çalışma Prensibi ve Donanımı**
- **SPECT (Single Photon Emission Computerized Tomography) Sistemleri**
- **PET (Pozitron Emisyon Tomografi) Sistemleri**

# Nükleer Tıp

**Nükleer tıp**, insan vücudundaki fizyolojik süreçlere iştirak edebilen  **radyoaktif bileşikler ( radyofarmasötik )** aracılığıyla yapılan tanısal görüntüleme uygulamalarını kapsayan bir bilim dalıdır.

**Görüntüleme amacıyla gama ışınması** yapan  **radyonüklidler** kullanılırken, **tedavide** iyonizasyon gücü yüksek, partiküler karakterdeki  **alfa veya beta ışınması** yapan  **radyoizotoplar** kullanılır.

**Radyonüklid (Nükleer Tıp) görüntülemenin amacı**, bir hastaya intravenöz enjeksiyonla radyonüklit madde verildikten sonra, vücut içerisinde **bu madde ile işaretlenen organ ya da organlardaki ışınmanın görüntüsünü** elde etmektir.



# Nükleer Tıp ve Radyoloji

Radyolojide, **kaynak olarak x-ışını** kullanılır ve incelenecek organdan x-ışının geçişi esnasındaki **zayıflama miktarı görüntüleme**de kullanılır.

**Nükleer tıp ile radyoloji arasındaki temel fark**, nükleer tıpta kaynak olarak x-ışını yerine radyonüklit madde enjekte edilen organlardan yayılan **gama ışınlarının kullanılması ve kaynağın incelenen organın bizzat kendisi** olmasıdır.

**Diğer önemli bir fark** da nükleer tıpta radyoaktif maddenin hastada **biyokimyasal olarak aktif olan materyallere bağlanabilmesi** ve böylece **organların fonksiyonel (işlevsel) durumlarının** görüntülenebilmesidir.



X-Işın Tüpü



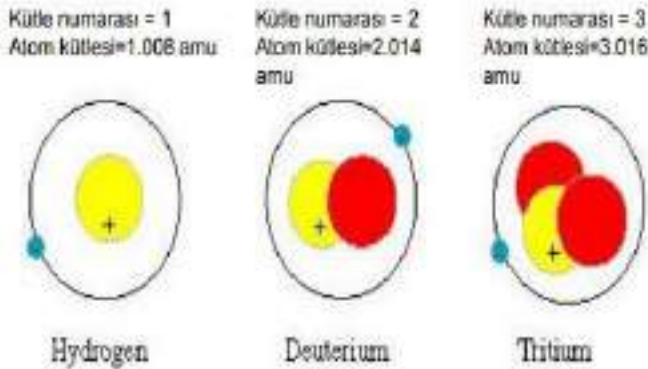
Radyonüklit Madde

# Radyasyon ve Radyoaktivite Kavramları

## İzotop ve Radyoizotop

Atom numarası aynı, fakat atom ağırlıkları farklı olan elementlere **izotop** (**yerdeş**) denir. Nötron sayıları farklı olan kimyasal özellikleri hemen hemen aynı olan elementlerdir. Örneğin **Karbon** atomunun doğada **8 değişik izotopu** bulunmaktadır.

Her **atom çekirdeği**, çekirdeğinde **belirli sayıda nötron** olduğunda **kararlı** olabilmekte, nötron sayısı bu sayının **altında ve üstünde** olduğunda atom **kararsız** hale gelmektedir. Örneğin **karbon atomu** çekirdeğinde **6 veya 7** adet nötron bulunduğunda **kararlı** iken, diğer sayılarda **kararsız** hale gelmektedir.



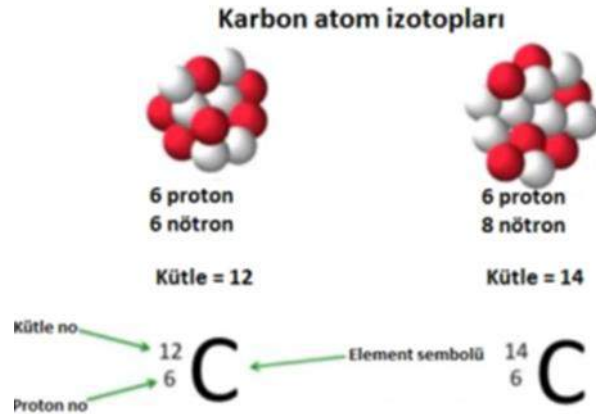
- Nötronları eşit olan atomlara **izoton**
- Ağırlıkları eşit olanlara da **izobar** denir

# Radyasyon ve Radyoaktivite Kavramları

## İzotop ve Radyoizotop

Kararsız çekirdeğe sahip olup, kararlı izotopları oluşturmak için **yüklü parçacıklar veya ışın yayan** ve tıbbi amaçlı olarak kullanılan izotoplara, radyoaktif izotop veya **radyoizotop** adı verilir.

Bazı radyoaktif izotoplar yalnız **alfa zerrecikleri** yayarken bazıları yalnız **beta zerreciği**, kimi izotoplar ise **her ikisini de** yayarlar. Bugün radyoaktif izotoplar **endüstri ve tıp alanlarında** kullanılmak üzere **yapay olarak** yapılabiliyor. Bunları yapmak için doğada serbest olarak bulunan **karbon, iyot** gibi elemanlar özel fırınlarda ya da **“reaktör”lerde uranyum kullanılarak radyoaktivite** karşısında bırakılıyor.





# Radyasyon ve Radyoaktivite Kavramları

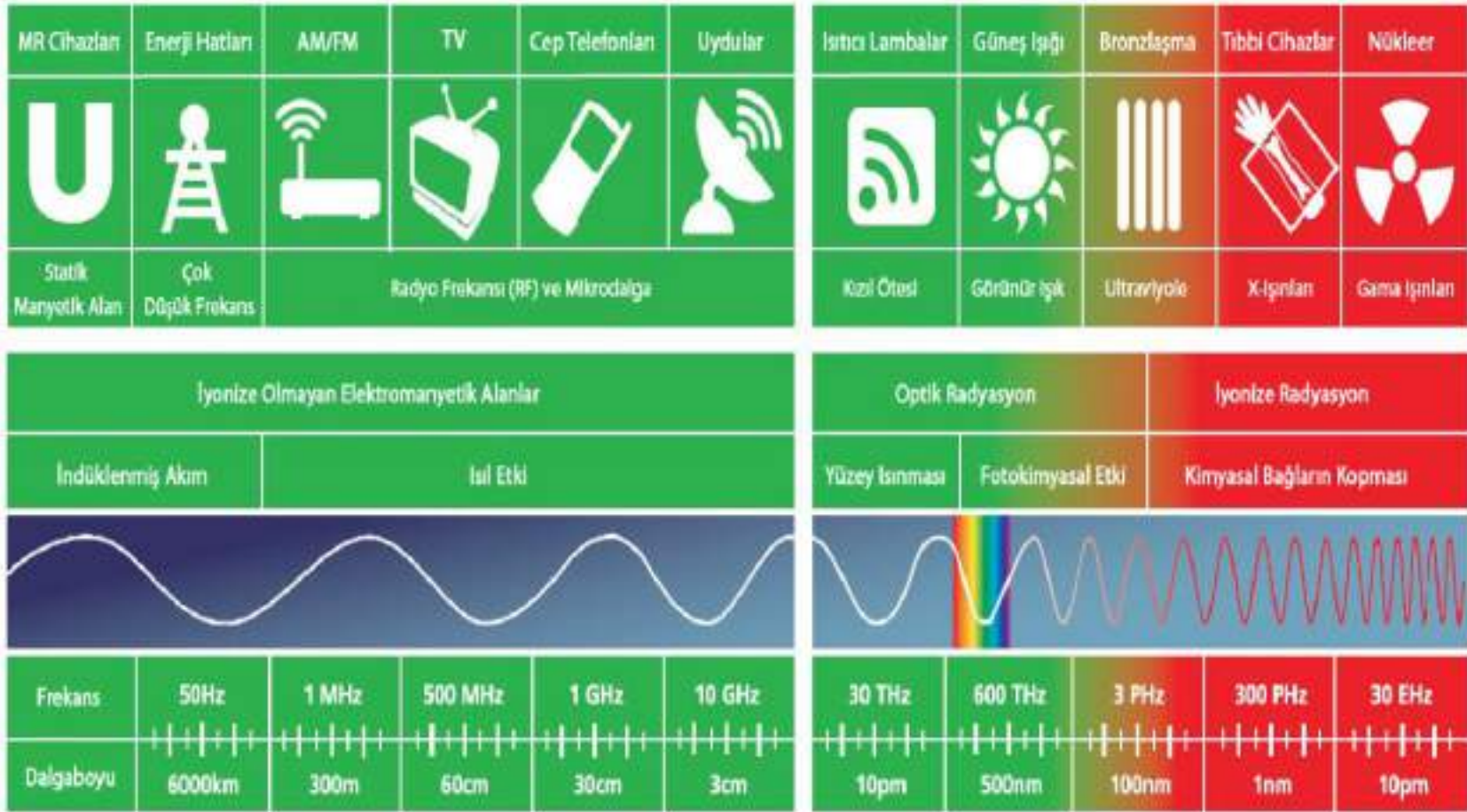
Radyasyon madde üzerinde meydana getirdiği etkiye göre **2 gruba** ayrılır.

**a) İyonlaştırıcı radyasyon:** Madde ile etkileştiğinde elektrik yüklü parçacıklar veya iyonlar oluşturarak **iyonizasyon meydana getiren X-ışınları** ile radyoaktif maddelerden yayılan **alfa, beta, gama ışınları** gibi parçacık radyasyonları, iyonlaştırıcı radyasyon olarak tanımlanır.

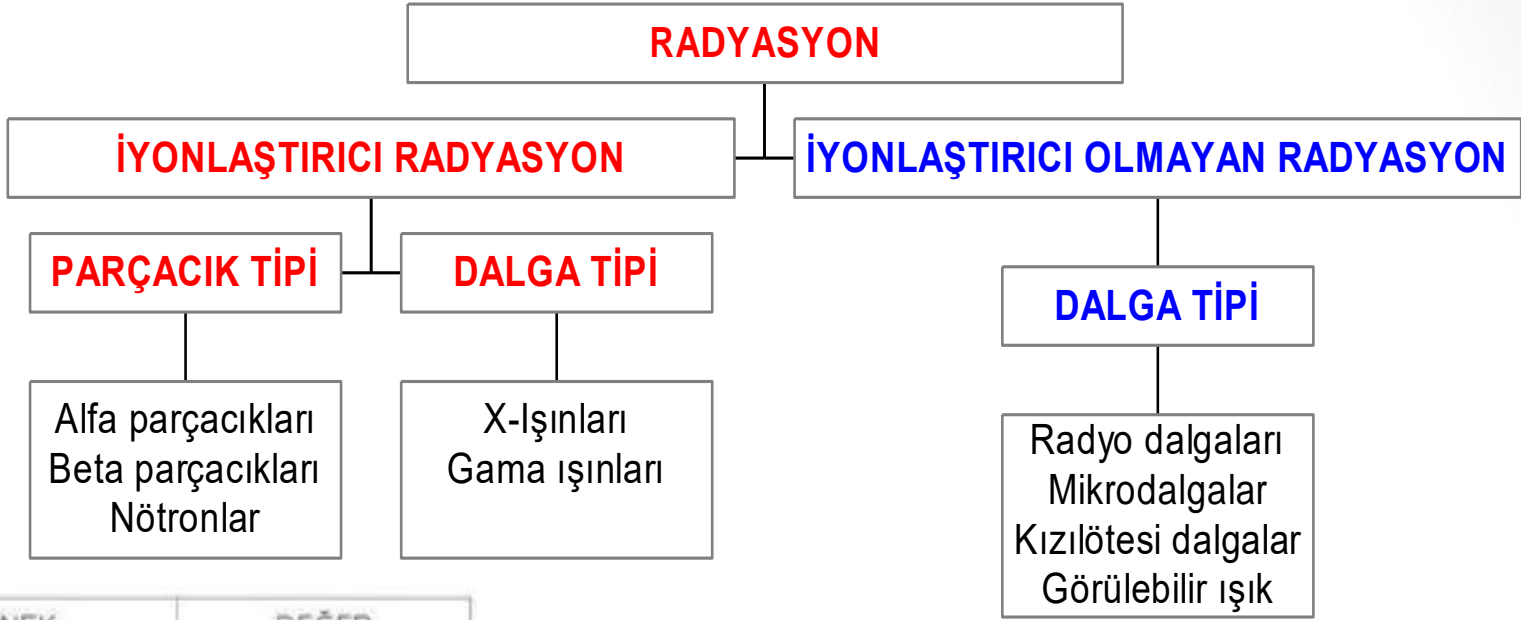
**b) İyonlaştırıcı olmayan radyasyon:** Ultraviyole, kızılötesi, radyo dalgaları, mikrodalgalar, baz istasyonları, cep telefonları, yüksek gerilim hatları **iyonlaştırıcı olmayan** radyasyon kaynaklarıdır.



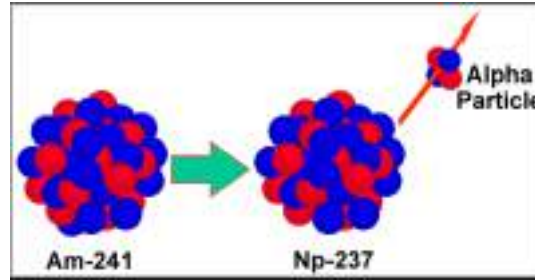
# Radyasyon ve Radyoaktivite Kavramları



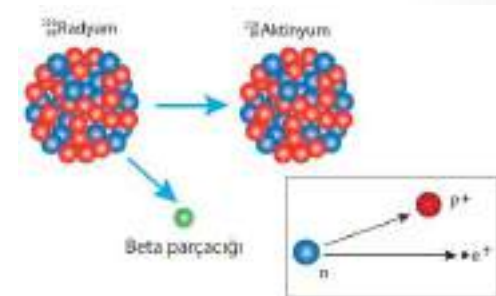
# Radyasyon ve Radyoaktivite Kavramları



ÖNEK	DEĞER
p (pico)	$10^{-12}$
n (nano)	$10^{-9}$
$\mu$ (micro)	$10^{-6}$
m (mili)	$10^{-3}$
k (kilo)	$10^3$
M (Mega)	$10^6$
G (Giga)	$10^9$
T (Tera)	$10^{12}$
P (Peta)	$10^{15}$
E (Exa)	$10^{18}$
Z (Zeta)	$10^{21}$
Y (Yotta)	$10^{24}$

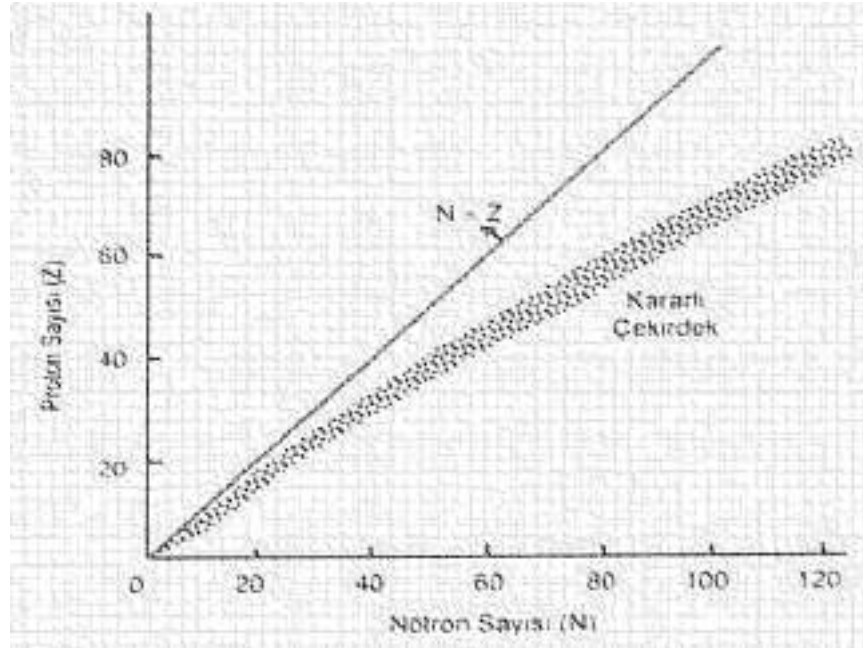


Am-241: Americium 241  
Np-237: Neptinium 237



# Radyoaktivite

Bazı maddelerin bozunarak daha küçük parçalara ayrılması ve bu ayrılma sırasında **ortama ışın vermesi** (ışınım veya radyasyon yapması) olayına "**radyoaktiflik**" denir. Radyoaktivite (**Radyoaktiflik/Işın etkinlik**), atom çekirdeğinin, **tanecikler veya elektromanyetik ışınlar yayarak kendiliğinden parçalanmasıdır**, bir enerji türüdür.



Atom numarası 83'ten büyük olan bütün atomlar **radyoaktiftir**.

# Radyoaktivite

Doğal olarak radyasyon yayan nesnelere, radyoaktif madde olarak adlandırılır. Yalnızca toprağın, kayaların ve özellikle kurşunun içinden rahatça geçemez.

Doğal radyasyon uranyum gibi bazı kimyasal elementler ile uzay boşluğundaki yıldızlar ve bazı nesnelere tarafından üretilir. Bazı nesnelere bir saniyeden çok daha az süreyle radyoaktif kalabilirler, bazıları ise binlerce yıl radyoaktif özelliğini koruyabilir.

Doğada kendiliğinden radyoaktif olan bazı elementler vardır.

**Ödev:** Doğada kendiliğinden radyoaktif olan elementleri araştırınız. Bu elementlerin yapıları hakkında bilgi veriniz.

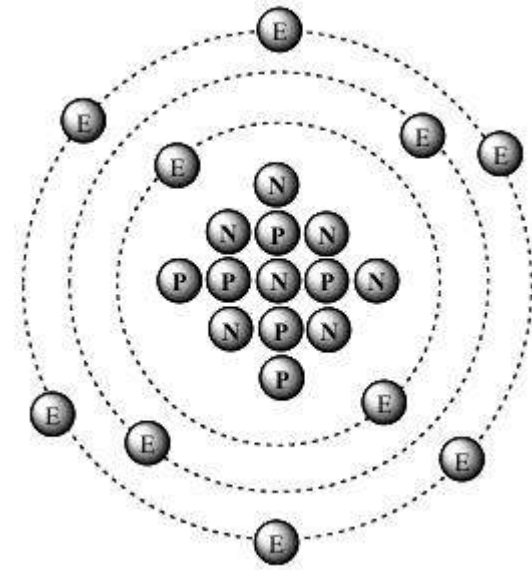
# Radyoaktivite

$C^{14}$  atom numarası 83'ten küçük olmasına rağmen radyoaktiftir. Bu durumu **kararlılık kuşağı** ile açıklayabiliriz.

**Nötron / Proton  $\neq 1$  olan atomlarda radyoaktivite** gözlenir.

$C^{14}$  için **Nötron/Proton=8/6>1** olduğu için radyoaktiftir.

Stable Isotopes							
99%				1%			
${}^9_6C$	${}^{10}_6C$	${}^{11}_6C$	${}^{12}_6C$	${}^{13}_6C$	${}^{14}_6C$	${}^{15}_6C$	${}^{16}_6C$
.13	19	20.6			5730	2.25	.74
sec.	sec.	min.			years	sec.	sec.
Positron decay				$\beta$ decay			



# Radyoaktivite Çeşitleri

Radyoaktivite **Yapay ve Doğal** olmak üzere ikiye ayrılır:

## Doğal Radyoaktivite

- Alfa
- Beta
- Pozitron
- Gama
- Nötron
- Elektron yayımı şeklinde çeşitlere ayrılır.

## Yapay Radyoaktivite:

Radyoaktivitenin **özel cihazlarla üretilmesi** sonucunda elde edilen radyoaktivitedir.

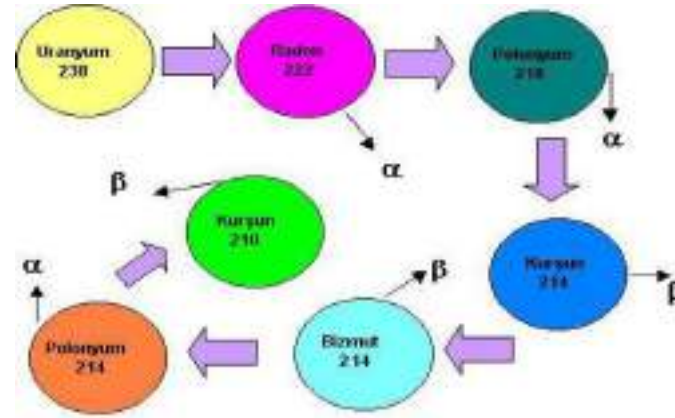
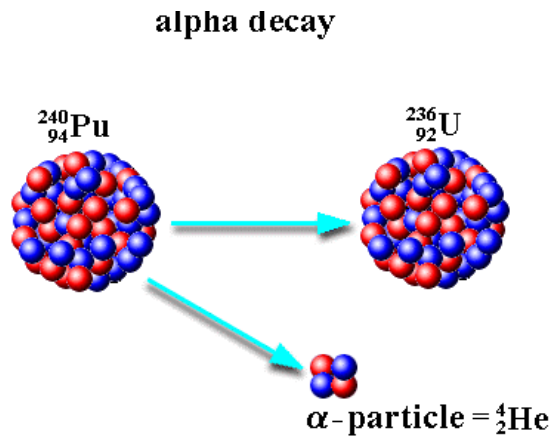
Yapay radyoaktivite; ivme hızlandırıcı (siklotron), doğrusal hızlandırıcı (linear accelerator) veya parçacık hızlandırıcı adı verilen cihazlarda üretilir.



# Alfa ( $\alpha$ ) Işıması

İki nötron ve iki protondan meydana gelen, +2 yüklü bir Helyum çekirdeği yayımıdır. Bu ışımada sonucunda, proton ve nötron sayıları 2'şer birim azalır. Bu tanecikler +2 yüklü oldukları için elektromanyetik çekime yakalanır ve ince bir kağıt, her çeşit giyecek ve insanın derisi alfa ışımalarını soğurmaya yeterlidir.

Fakat yüksek iyonlaştırıcı özelliklerinden dolayı, bu ışınlar tehlikeli olup, solunum ve sindirim sistemlerine herhangi bir yolla girdiklerinde zararlı etkileri çok büyük olur. Alfa saçan radyoaktif maddelere örnek olarak; Radium (Ra-226), Radon (Rn-222), Plutonyum (Pu-238) verilebilir.

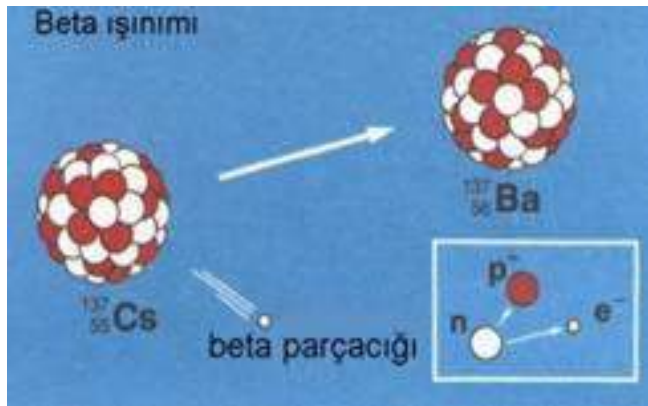


# Beta ( $\beta$ ) Işıması

**Pozitron veya elektron** yayımıdır. Pozitron, **elektronun anti maddesidir** ve elektron yayımlamanın tam tersi olarak gerçekleşir. Beta ışınları **alfa taneciklerine göre daha hızlıdır**. Durdurulmaları daha zordur. Yüklü oldukları için **manyetik alanda sapma gösterirler**.

**1 nötron**; 1 protona dönüşürken 1 elektron ve 1 anti elektron nötrinosu fırlatır. **Buna Beta ışması** denir. **Proton sayısı 1 artar**. **Nötron sayısı 1 azalır**. **Kütle numarası değişmez**.

**1 proton**; **1 nötrona** dönüşürken 1 pozitron ve 1 elektron nötrinosu fırlatır. Buna **Pozitron ışması** denir. **Proton sayısı 1 azalırken**, **nötron sayısı 1 artar**. **Kütle numarası değişmez**.



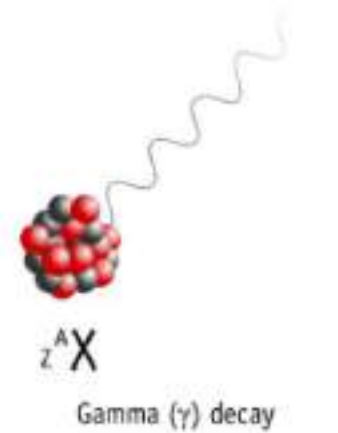
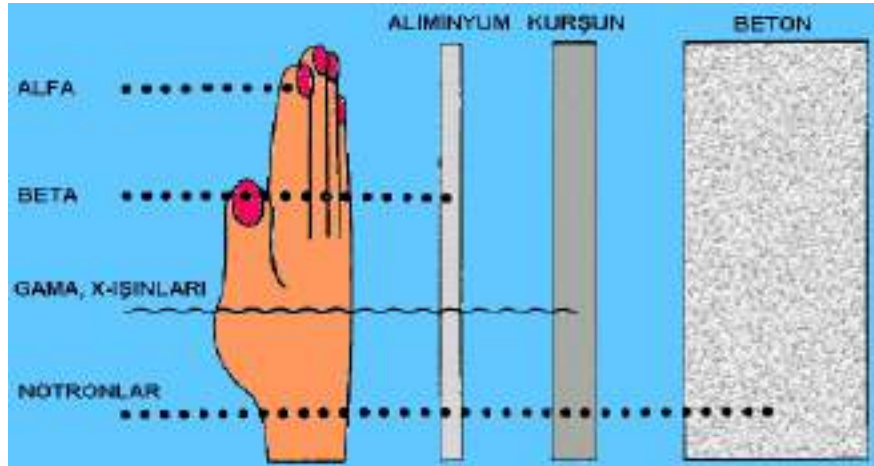
Beta ışması yapan maddelere örnek olarak; **Stronsiyum (Sr-90)**, **Karbon (C-14)** gösterilebilir.

# Gamma ( $\gamma$ ) Işıması

Bir çekirdeği uyarılmış bir halden daha az uyarılmış veya kararlı hale getiren bir foton yayımıdır. Foton olduğu için ışık hızında ilerler. Durdurulması çok güç olup manyetik alanda sapma göstermez.

Gama ışınları, yüksek enerjili fotonlardan oluşan elektromanyetik dalgalar halinde yayıldıklarından giricilikleri daha fazladır. Elektrik olarak yüksüz ve kütleleri yoktur. Örneğin havada birkaç yüz metre, kurşunda 8-10 cm gittikleri halde, yine de tümüyle soğurulamazlar.

Gama ışınları yapan maddelere birkaç örnek, **Sezyum (Cs-137)**, **Kripton (Kr-88)**, **Kobalt (Co-60)** gösterilebilir.



# Alfa, Beta ve Gama ( $\gamma$ ) Işıması

<i>Alfa, Beta ve Gama Işımaları</i>				
<i>Parçacık</i>	<i>Sembolü</i>	<i>İçeriği</i>	<i>Yükü</i>	<i>Etkisi</i>
<i>alfa</i>	$\alpha(^4_2\text{He})$	<i>2 proton 2 nötron</i>	<i>+2</i>	<i>Çekirdek kütle kaybeder yeni element oluşur.</i>
<i>beta</i>	$\beta^- (^0_{-1}\text{e})$ $\beta^+ (^0_{+1}\text{e})$	<i>elektron pozitron</i>	<i>-1 +1</i>	<i>Çekirdeğin kütle numarası değişmez, yeni element oluşur.</i>
<i>gama</i>	$\gamma$	<i>foton</i>	<i>0</i>	<i>Atom enerji kaybeder.</i>

# Yarılanma Süresi

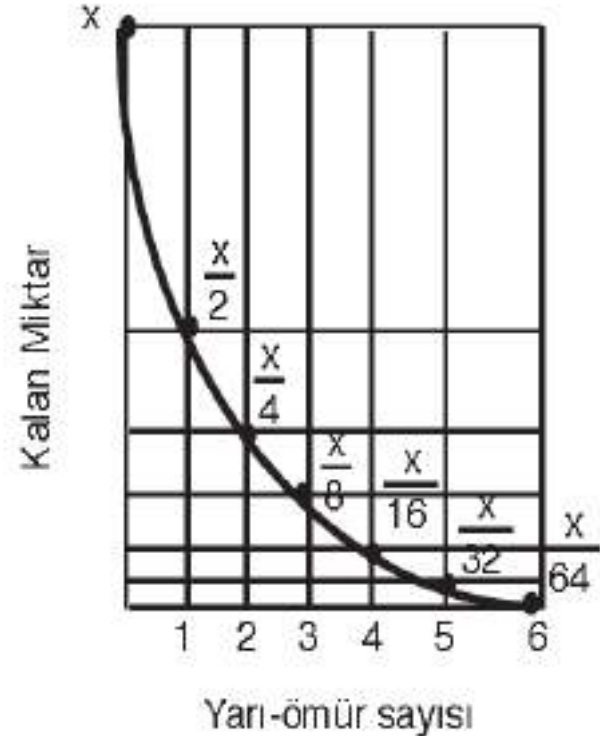
Radyoaktif dönüşümler **az veya çok hızlı** olabilir. Radyoaktif elementin çekirdeğinin **yarısının parçalanması için gerekli süreye periyot (radyoaktiflik), yarılanma süresi veya yarı ömür** denir. Yarılanma süresi radyoaktif elementin **başlangıçtaki miktarının yarıya düşmesi için geçen zamandır.**

Bir saniyenin milyarda birinden daha küçük ( $10^{-12}$ ) süren periyotlar olduğu gibi **1017 yıla ulaşan periyotlar** olduğu bilinmektedir.

Yarılanma süresi sonunda **kalan madde** miktarı:

$$m = M/2^n$$

**M:**Başlangıçtaki madde miktarını,  
**n:** yarılanma süresini göstermektedir.



# Yarılanma Süresi

Element	İzotop	Yarı-ömür	Verdiği radyasyon
Hidrojen	${}^3_1\text{H}$	12 yıl	Beta
Karbon	${}^{14}_6\text{C}$	5730 yıl	Beta
Fosfor	${}^{32}_{15}\text{P}$	14 gün	Beta
Potasyum	${}^{40}_{19}\text{K}$	$1,28 \times 10^9$ yıl	Beta ve gamma
Kobalt	${}^{60}_{27}\text{Co}$	5 yıl	Beta ve gamma
Stronsiyum	${}^{90}_{38}\text{Sr}$	28 yıl	Beta
iyot	${}^{131}_{53}\text{I}$	8 gün	Beta ve gamma
Sezyum	${}^{137}_{55}\text{Cs}$	30 yıl	Beta
Polonyum	${}^{214}_{84}\text{Po}$	$1,6 \times 10^{-4}$ saniye	Alfa ve gamma
Radyum	${}^{226}_{88}\text{Ra}$	1600 yıl	Alfa ve gamma
Uranyum	${}^{235}_{92}\text{U}$	$7,1 \times 10^8$ yıl	Alfa ve gamma
	${}^{238}_{92}\text{U}$	$4,5 \times 10^9$ yıl	Alfa

# Yarılanma Süresi

Multiple Atoms | Single Atom

#  $^{211}\text{Po}$  0  
#  $^{207}\text{Pb}$  30

Atomic Weight  
211 -  
207 -

Time (secs) 0.0 Half Life 1 2 3

Legend  
● Neutron  
● Proton  
● Alpha Particle

Choose Nucleus  
 Polonium-211  
↓  
 Lead-207  
 Custom  
↓  
 Custom (Decayed)

Reset All

Reset All Nuclei

Bucket o' Polonium  
Add 10



# Yarılanma Süresi

**Örnek:** Yarı ömrü **18 gün** olan radyoaktif bir elementin, **72 gün** sonunda % kaç bozunmadan kalmıştır?

**Çözüm:** Element:  $72/18=4$  defa yarılanmıştır.

Başlangıç kütlesi **100 g alınır**; birinci yarılanma sonunda 50 g, ikinci yarılanma sonunda 25 g, üçüncü yarılanma sonunda 12,5 g, dördüncü ve son yarılanma sonunda kalan 6.25 g kalır. Sonuçta **%6,25 kalır**.

**Örnek:** Radyoaktif bir maddenin  $\frac{3}{4}$ 'ünün bozunması için n yıl geçmiştir. Bu maddenin **yarı ömrü kaç yıldır?**

**Çözüm:** Madde miktarı 4g alınır; 3 gramı bozunmuş 1gr kalmıştır.  $4 \times 2 = 8$  2 defa yarılanmış demektir. 2 defa yarılanma n yılda olursa 1 defa yarılanma **n/2 yılda** gerçekleşir.

**Ödev:** Fosfor-32'nin yarı-ömrü 14 gündür. 500 mg Fosfor-32'nin, 70 gün sonra kaç gramı bozunmadan kalır?

# Radyasyon Ölçüm Birimleri

İyonize radyasyonun zararlı biyolojik etkilerini ifade edebilmek için radyasyon miktarının (dozunun) ya da etkilerinin ölçülmesi gereklidir. Radyasyon miktarı **iki birim sistemi ile ölçülür**. Bunlar klasik sistem ve SI'dır (Le Système International d'Unités).

Bu birim setleri **aktivitenin, ışınlanma dozunun, soğrulan dozun, soğrulan doz hızının, eşdeğer dozun ve etkin dozun birimlerini içerir**.

## Aktivite

Bir radyoaktif maddenin **birim zamandaki bozunma sayısına** aktivite denir. Klasik Birimi, Curie (Ci), SI Birimi, Becquerel (Bq)'dir.

**Curie(Ci): Saniyede  $3,7 \times 10^{10}$**  parçalanma veya bozunma gösteren maddenin aktivitesidir.

**Becquerel(Bq): Bir saniyede çekirdeğin bozunma sayısıdır( $s^{-1}$ ).**

$$1 \text{ Ci} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Bq}$$

$$1 \text{ Bq} = 2,7 \cdot 10^{-11} \text{ Ci}$$

# Radyasyon Ölçüm Birimleri

## Işınlanma Düzeyi

Işınlanma düzeyi, radyasyonun havadaki atomları iyonlaştırma (iyonize etme) ölçüsüdür ve elektromanyetik radyasyon için tanımlanmıştır. X ışınlarının havadaki iyonizasyon sayısının toplamı, yani radyasyona maruz kalma ölçüsüdür.

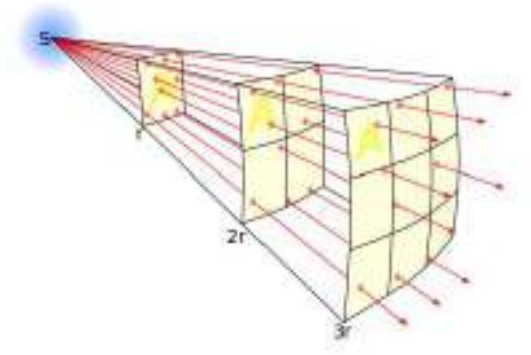
Röntgen, normal hava şartlarında ( $0\text{ }^{\circ}\text{C}$  ve  $760\text{ mmHg}$  basınçta) havanın  $1\text{ kg}$ 'ında  $2.58 \times 10^{-4}\text{ C}$ 'luk elektrik yükü değerinde pozitif ve negatif iyonlar oluşturan x-ışını ve gama ışını miktarıdır.

Klasik Birim : Röntgen (R)

$$1\text{ C/kg} = 3876\text{ R}$$

SI Birim : Coulomb/kg (C/kg)

$$1\text{ R} = 2,58 \times 10^{-4}\text{ C/kg}$$



# Radyasyon Ölçüm Birimleri

## Soğrulan Doz

Dokuların **absorbe ettiği radyasyon** (Soğurulma Dozu) birimidir. Radyasyon enerjisinin ortamda iyonizasyon nedeniyle **enerji olarak depolandığı miktara** soğrulan doz denir.

**Klasik Birim** : rad (Radiation Absorbed Dose)

**1 Gy = 100 rad**

**SI Birim** : Gray(Gy)

**1 rad = 0,01 Gy**

- **Rad**: Işınlanan maddenin **1 kg'ına  $10^{-4}$  joule'lük enerji** veren radyasyon miktarıdır. Soğurulan enerji parçacık veya foton olabilir.
- **Gray**: Işınlanan maddenin **1 kg'na 1 joule'lük enerji** veren radyasyon miktarıdır. **Günümüzde kullanılan geçerli birim Gray'dir.**

Birim zamanda soğrulan doz miktarına **soğurulan doz hızı** denir.

**Klasik Birim** : rad/sn, mrad/saat vb.

**SI Birim** : Gy/sn, mGy/dakika vb.

# Radyasyon Ölçüm Birimleri

## Doz Eşdeğeri veya Eşdeğer Doz

Soğrulan doz ile kalite faktörünün çarpımıdır.

**Rem = Soğrulan Doz x Kalite Faktörü**

**Klasik Birim : Rem (Röntgen equivalent man)**

**1 Sv = 100 rem**

**SI Birim : Sievert (Sv)**

**1 rem = 0,01 Sv**

**Sievert: 1 Gray'lık x ve Gamma ışını ile aynı biyolojik etkiyi meydana getiren radyasyon miktarıdır.**

## Kalite Faktörü

Farklı radyasyon türlerinin biyolojik etkilerinin farklı olması nedeniyle, radyasyonun doku üzerindeki biyolojik etkisini hesaplamak için her radyasyon türü ve enerjisi için bir kalite faktörü (Q) tanımlanmıştır. Çeşitli radyasyon türleri için kalite faktörleri aşağıdaki tabloda verilmiştir.

Çeşitli Radyasyon Türleri için Kalite Faktörleri Tablosu

Radyasyon Türü	Kalite Faktörü (Q)
X ışınları	1
Y ışınları	1
β ışınları	1
α ışınları	20
Elektronlar	1
Protonlar	2
Nötronlar	5-20

# Radyasyon Ölçüm Birimleri

**Doz Eşdeğeri veya Eşdeğer Doz**  
**1 Sv yüksek bir doz değeridir.**

- **Etkin Doz:** Doku ve organların aldığı dozun **tüm vücut için yüklediği riski** ifade eder. Birimi **Sievert**'tir.
- Dünya genelinde doğal radyasyon kaynakları nedeniyle alınan yıllık etkin doz **2.4 mSv**'dir.
- Bir **akciğer filminden alınan doz 0.02 mSv**'dir.
- **Bilgisayarlı tomografi** ile yapılan **akciğer görüntülemesinde** alınan doz **8 mSv**'dir.
- Tıpta çalışan **radyasyon görevlilerinin aldıkları yıllık ortalama doz 1-5 mSv**'dir. Çernobil nedeniyle Türk halkının aldığı kişisel doz ortalaması **0.5 mSv**'dir.

# Radyasyon Ölçüm Birimleri

## Doku ve Organ Ağırlık Faktörleri

Aynı miktarda radyasyona maruz bırakılan doku ve organlardaki etkiler farklıdır. Bu yüzden doku ve organ ağırlık faktörleri ( $W_T$ ) belirlenmiştir. Doku ve organ ağırlık faktörleri alttaki tabloda verilmiştir.

Bir canlının üzerine düşen radyasyon miktarından daha önemlisi **ne kadar doz soğurduğudur.**



Doku ve Organ Ağırlık Faktörleri Tablosu

Doku veya Organ	$W_T$
Testisler	0,20
Kolon	0,12
Kemik iliği	0,12
Akciğer	0,12
Mide	0,12
Mesane	0,05
Meme	0,05
Tiroid	0,05
Karaciğer	0,05
Deri	0,01



# Radyasyon Ölçüm Birimleri

Aşağıdaki tabloda radyasyon birimleri ve bu birimlerin SI ve klasik birim setleri için dönüşümleri gösterilmiştir.

Radyasyon Birimleri ve Bu Birimlerin SI ve Klasik birim Setleri için Dönüşümleri Tablosu

Terim	Birim		Dönüşüm
	Klasik Sistem	SI Birim	
Aktivite	Curie, Ci	Becquerel, Bq	1 Ci = 3,7x10 <sup>10</sup> Bq 1 Ci = 37 GBq
Işınlanma düzeyi	Röntgen, R	Coulomb/kilogram C/kg	1 C/kg = 3876 R 1 R = 2,58x10 <sup>-4</sup>
Soğrulan Doz	Radiation Absorbed Dose, rad	Gray, Gy	1 Gy = 100 Rad 1 rad = 0,01 Gy
Doz eşdeğeri	Röntgen equivalent man, rem	Sievert, Sv	1 Sv = 100rem

# Radyoaktivite



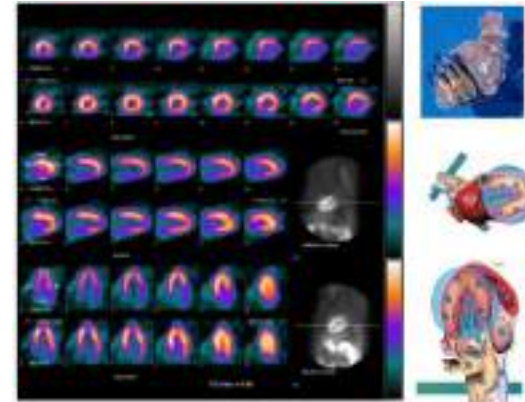
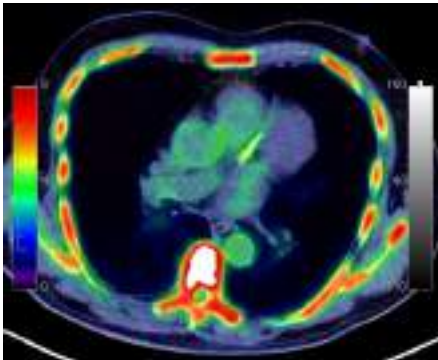
**ESEN**  
YAYINLARI  
12.Sınıf Fizik

# Nükleer Tıp Görüntüleme

Nükleer tıp görüntülerini **iki ana grupta** incelemek mümkündür:

- Zamana göre her hangi bir değişimin görülmediği **statik (durağan) görüntüler**;
- Görüntülenen organa ait radyoaktivite değerlerinin zamanla değişiminin kaydedilmesi sonucu oluşan **dinamik görüntüler**,

Statik görüntüler kullanılan radyoaktif maddenin **vücut içindeki toplam dağılımını gösterirken**; dinamik görüntüler, radyoizotopun farklı organlar tarafından **tutulum, iletim ve boşaltım fazlarının yerini ve zamanla değişimlerini** gösterirler.



# Nükleer Tıpta Kullanılan Radyonüklidler

Öncelikle uygun enerji aralığında gama ışını yayan radyonüklidler görüntülemelerde kullanılır.

Bu maddelerin yarı ömrünün hastaya ve çevreye verilecek radyasyon dozu açısından çok uzun olmaması; buna karşılık organizmada yeterli dağılabilmesi ve görüntüleme yapmayı sağlayacak kadar uzun yarı ömürlü olması gerekmektedir.

Ayrıca, radyoaktif bozunma ile devamlı yok olan bu maddelerin sürekli el altında bulundurulması da zordur.

Nükleer tıp görüntülemelerde kullanılan radyonüklidler ikiye ayrılır:

1. Tek foton yayıcılar (Single photon emitters),
2. Pozitron yayıcılar (Positron emitters).

# Nükleer Tıpta Kullanılan Radyonüklidler

## Tek foton yayıcı radyonüklidler:

Bunlar konvansiyonel nükleer tıp uygulamalarında kullanılan;

- Teknesyum (Tc)-99m,
- İndiyum (In)-111,
- İyot (I)-123, I-131,
- Talyum (Tl)-201
- Galyum(Ga)-67 radyonüklidleridir.



Her biri kendisine özel **değişik enerji seviyelerinde** foton yayan bu radyoizotopların **ortak özelliği her bir radyoaktif bozunma için tek bir gama fotonu yaymalarıdır.**

Bunlardan Molibden (Mo)-99'un bozunmasından oluşan **Tc-99m, 140 keV'de monoenerjili** ışınım yapması ve **6 saatlik yarı ömrü** nedeniyle nükleer tıp uygulamalarında **en sık ( % 90) kullanılan radyonükliddir.**

Bu izotoplar **nükleer reaktörlerde ve/veya siklotronlarda** üretilirler. Bu radyonüklidlerden yayılan gama fotonları, **"gama kamera"** sistemleri ile tespit edilir.

# Nükleer Tıpta Kullanılan Radyonüklidler

## Pozitron yayıcı radyonüklidler

Pozitron yayıcı radyonüklidler genellikle **düşük atom numaralı** ve **çok kısa yarı ömürlü** elementlerdir. **Siklotron** adı verilen kapalı partikül hızlandırıcı sistemlerde **yapay olarak üretilirler**.

Radyoaktif bozunma sonucunda **birbirine 180 derece zıt hareket eden 511 keV sabit enerjide bir gama ışın çifti yayarlar**.

Oluşan yüksek enerjili **bu foton çifti “koinsidens (eş zamanlı) deteksiyon” yapabilen PET tarayıcılarda** tespit edilebilir.

Gama kameralarda **tek doğrultuda yayılan gama fotonu** detekt edilirken, PET kamera da **aynı anda aynı yerde oluşan ve zıt doğrultuda hareket eden fotonlar** dedekt edilmektedir.

**Flor(F)-18,**  
**Karbon (C)-11,**  
**Nitrojen (N)-13 ve**  
**Oksijen (O)-15**

insanda yaygın kullanılan **pozitron yayıcı radyonüklidlerdir**.



# Nükleer Tıp Görüntüleme Yöntemleri

Nükleer tıp görüntüleme başlıca üç temel yöntemle incelenebilir;

- **Statik** görüntüleme
- **Dinamik** Görüntüleme
- **Tüm Vücut** Görüntüleme

## Statik Görüntüleme:

Hastaya enjeksiyon yapıldıktan ve radyofarmasötüğün **hedef organ veya dokuda lokalize olması için gerekli süre** (kemik sintigrafisinde yaklaşık 3 saat) geçtikten sonra **vücudun belirli bir bölgesinden yapılan sintigrafik görüntülemedir.**

Görüntüleme **belirli bir süre ya da sayıma ulaşınca** sonlandırılır. **Statik böbrek sintigrafisi, akciğer perfüzyon sintigrafisi veya kemik sintigrafisi** örnek olarak verilebilir.



Tc-99m statik böbrek sintigrafisi

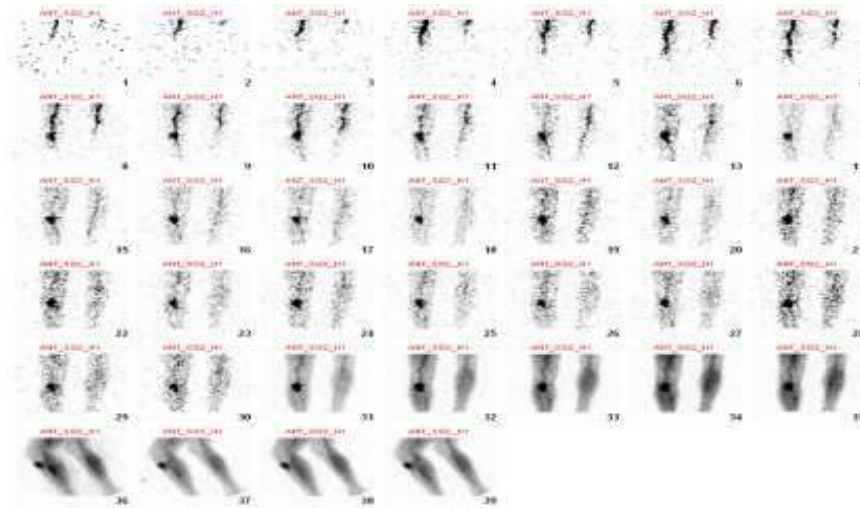


# Nükleer Tıp Görüntüleme Yöntemleri

## Dinamik Görüntüleme:

Hastaya radyofarmasötik uygulamasının hemen ardından **kamera altında radyofarmasötiğin zaman içerisinde ilgili vücut alanındaki seyrini görüntülemek amacıyla yapılan ardışık görüntüleme biçimidir.** Radyofarmasötiğin uygulama şekline göre belirli bir organ veya dokudan **transit geçişi ya da organ ve dokunun kanlanması hakkında fonksiyonel bilgiler sağlar.**

Dinamik böbrek sintigrafisi, gastrointestinal kanama yeri tayini, üç fazlı kemik sintigrafisi gibi yöntemler **dinamik teknik** ile yapılmaktadır.



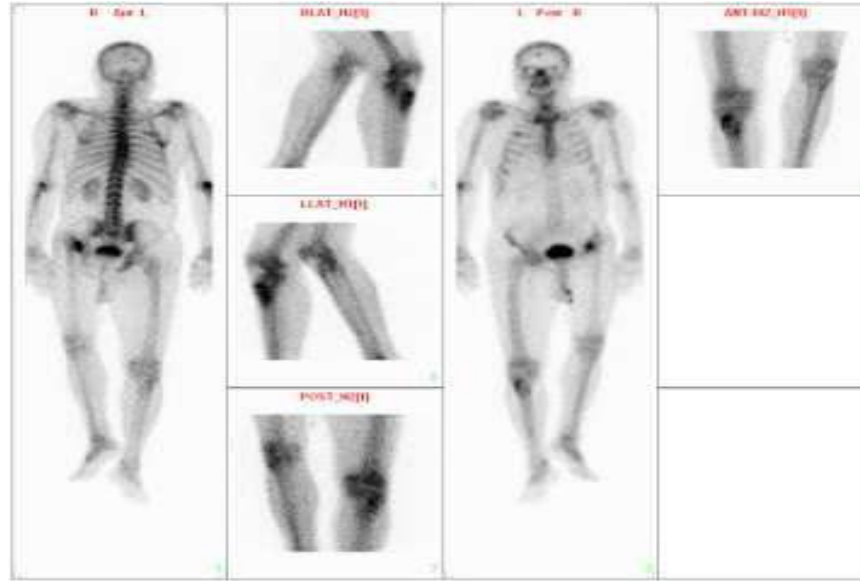
3 Fazlı kemik sintigrafisi; alt ekstremiteden alınan dinamik kanlanma ve kan havuzu görüntüleri

# Nükleer Tıp Görüntüleme Yöntemleri

## Tüm vücut görüntüleme:

Detektörlerin vücudun **uzun eksenini boyunca** hareket ederek **tek düzlemde görüntü toplamasını** ifade eder.

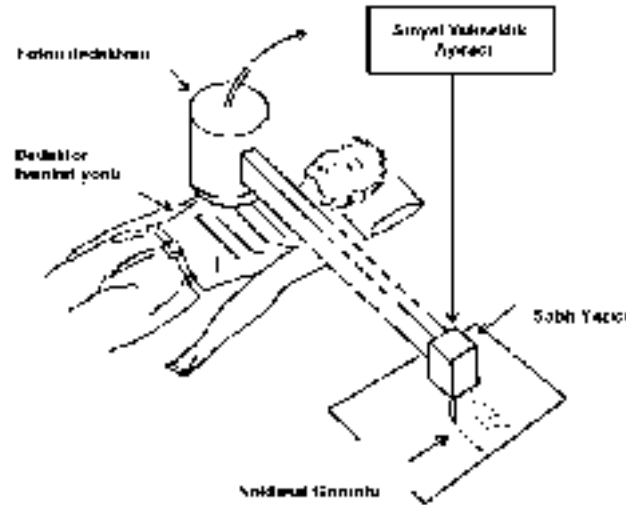
Sintigrafik görüntülemenin tüm vücut yapılabilmesi konvansiyonel görüntüleme yöntemleri arasında **önemli bir avantajdır**. Tüm vücut **kemik sintigrafisi** ve tüm vücut **iyot tarama sintigrafisi** örnek olarak verilebilir.



Geç fazda alınan tüm vücut ve statik görüntüler

# Gama Kamera Sistemleri

Gama kameraların temelini; **çizgisel tarayıcı** olarak adlandırılan aşağıdaki sistem oluşturur. Bu sistem **mekanik bir detektör grubuna mekanik olarak bağlanmış kağıt ve sabit yazıcıdan** oluşmuştur.

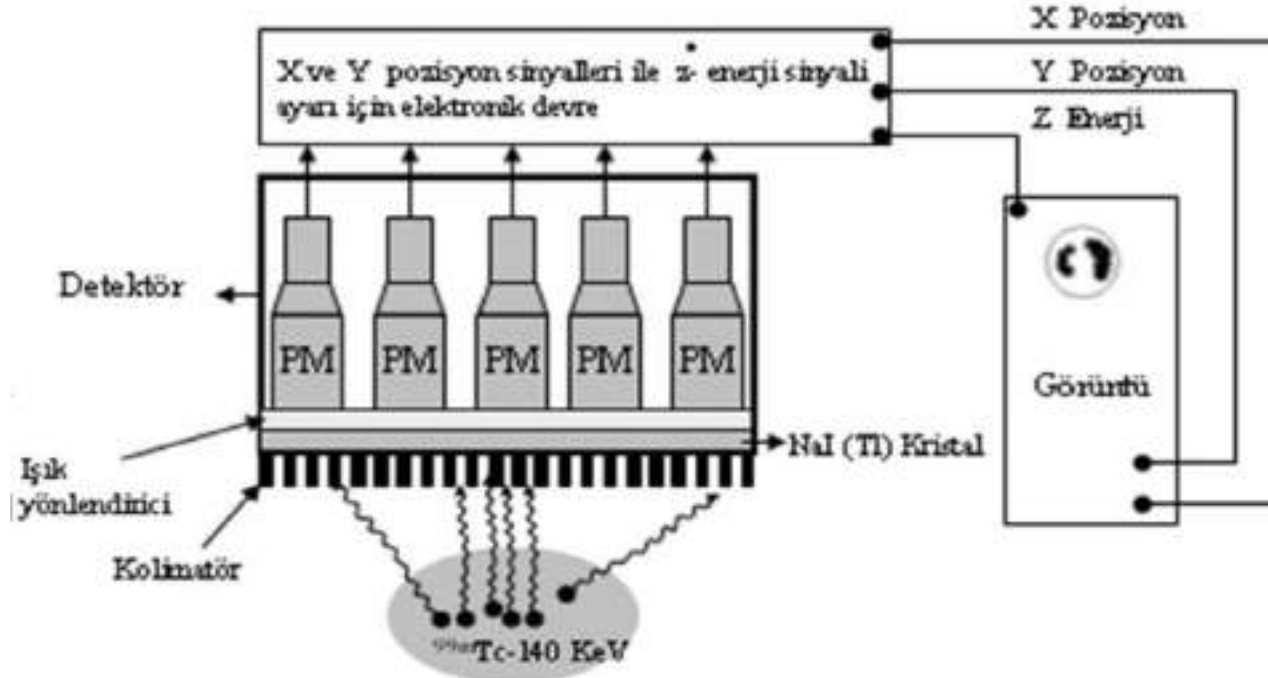


**Çizgisel tarayıcı** olarak isimlendirilen bu sistemlerde **gama ışınları**, noktalardan oluşan bir görüntü olarak algılanır. Bu sistemde; **görüntüleme zamanı çok uzundur**. Görüntülenecek bölgeye ait her **bir noktada ölçümlerin sıra ile alınması** sonrasında görüntü oluşmaktadır.

# Gama Kamera Sistemleri

Görüntünün tüm noktalarını bir defada kaydedebilen **ilk gama kamera Hal O. Anger** tarafından **1953** yılında gerçekleştirilmiştir.

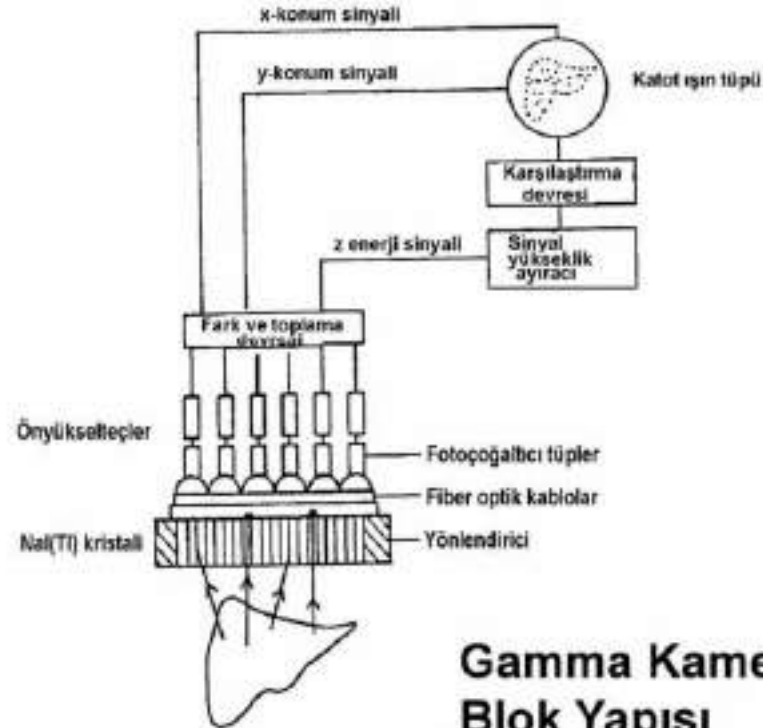
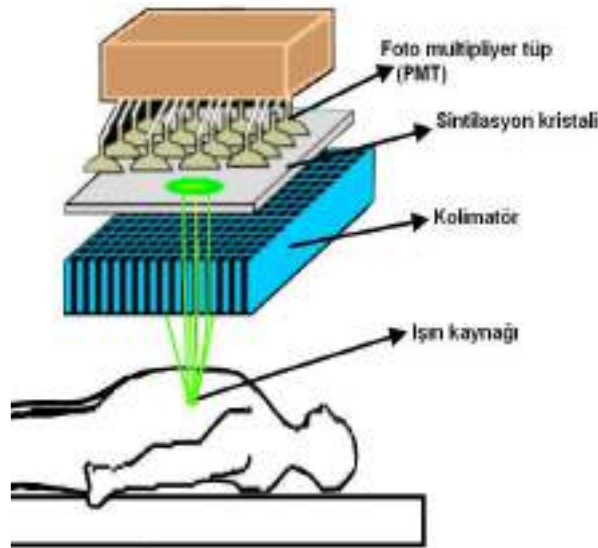
Bu gama kameralarda, **NaI(Tl) (Sodyum İyodür) kristallerinden** oluşan **detektörler** ve röntgen filmi üzerine radyoaktif dağılımın gama ışın görüntüsünü yansıtmak için **kurşundan** yapılmış **tek kanallı yönlendirici** kullanılmıştır.



# Gama Kamera Çalışma Prensibi

Radyonüklid madde enjekte edilmiş **kaynak organdan yayınlanan gama fotonları** yönlendiriciden (kolimatör) geçtikten sonra **Nal(Tl) kristalinde durdurulmaları** sonucunda **sintilasyon fotonları** oluşur.

Kristalin hemen arka yüzeyinde yer alan **fotoçoğaltıcı tüpler**, sintilasyon merkezine göre konumlarına bağlı olarak **bu sintilasyon fotonlarını elektriksel sinyale (akım vurularına) dönüştürürler**.

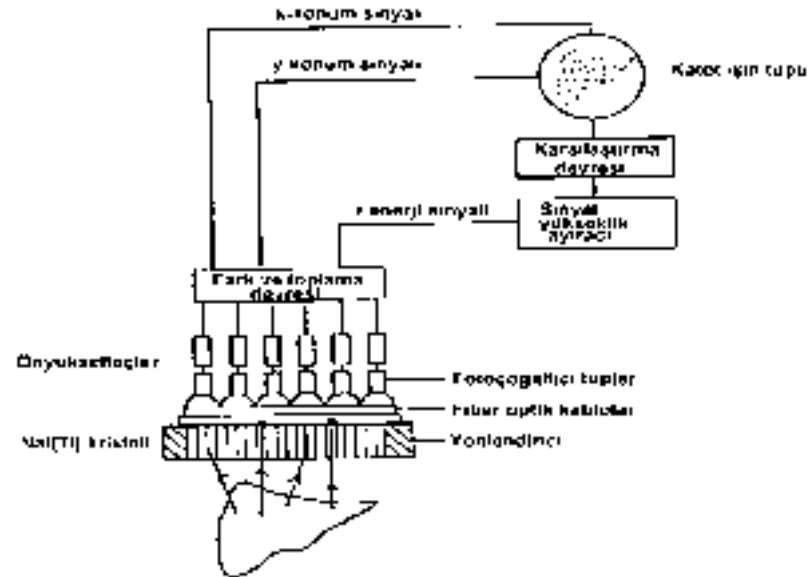
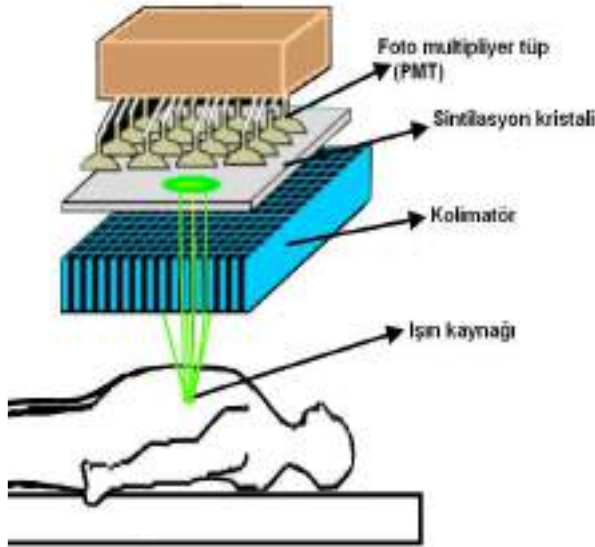


**Gamma Kameranın Blok Yapısı**

# Gama Kamera Çalışma Prensibi

Fotoçöğaltıcı tüplerin **çıkış sinyalleri**, **yükselteçlerde** yeterli şekil ve büyüklüğe getirilerek **konum-mantık devrelerine** gelirler. **Kristalde** oluşan her sintilasyon fotonu için ayrı **bir konum ve enerji sinyali elde edilir**.

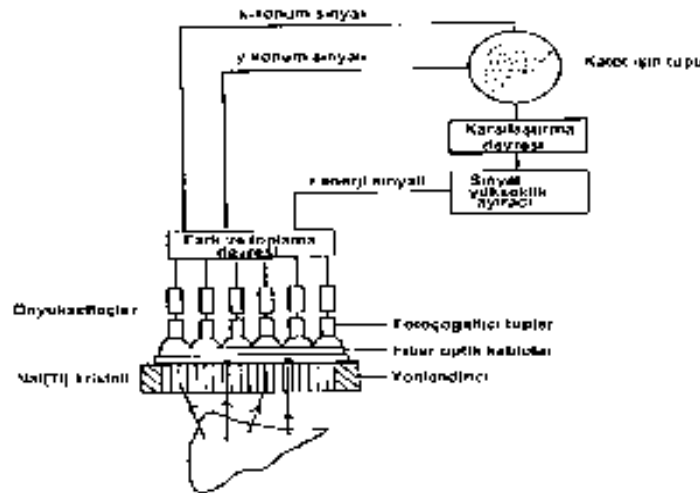
Kaynak içinde veya kristalde saçılan fotonların neden olduğu **yanlış bilgi taşıyan sinyaller ile doğru bilgi taşıyan sinyallerin ayırımı**, vuru yükseklik ayırıcında (**Pulse-height analyzer, PHA**) yapılır.



# Gama Kamera Çalışma Prensibi

Enerji sinyali (Z-sinyali) yükseklik ayıracına gönderildiğinde; şayet vuru yükseklik ayıracının enerji aralığına düşerse, katot ışın tüpündeki (Cathode Ray Tube, CRT) elektron demeti, kristalde oluşan sintilasyon fotonlarının konumlarına bağlı olarak tüpte X- Y konum sinyalleri ile saptırılarak tüp ekranında bu konumda bir ışım oluştururlar.

Vuru yükseklik ayıracının enerji aralığına düşmeyen sinyaller için ise ekranda herhangi bir ışım oluşmaz. Yeterli enerjiye sahip sintilasyon fotonlarının ekran üzerinde oluşturduğu ışımın film/disk üzerine kayıt edilmesi ile görüntüleme işlemi tamamlanır.

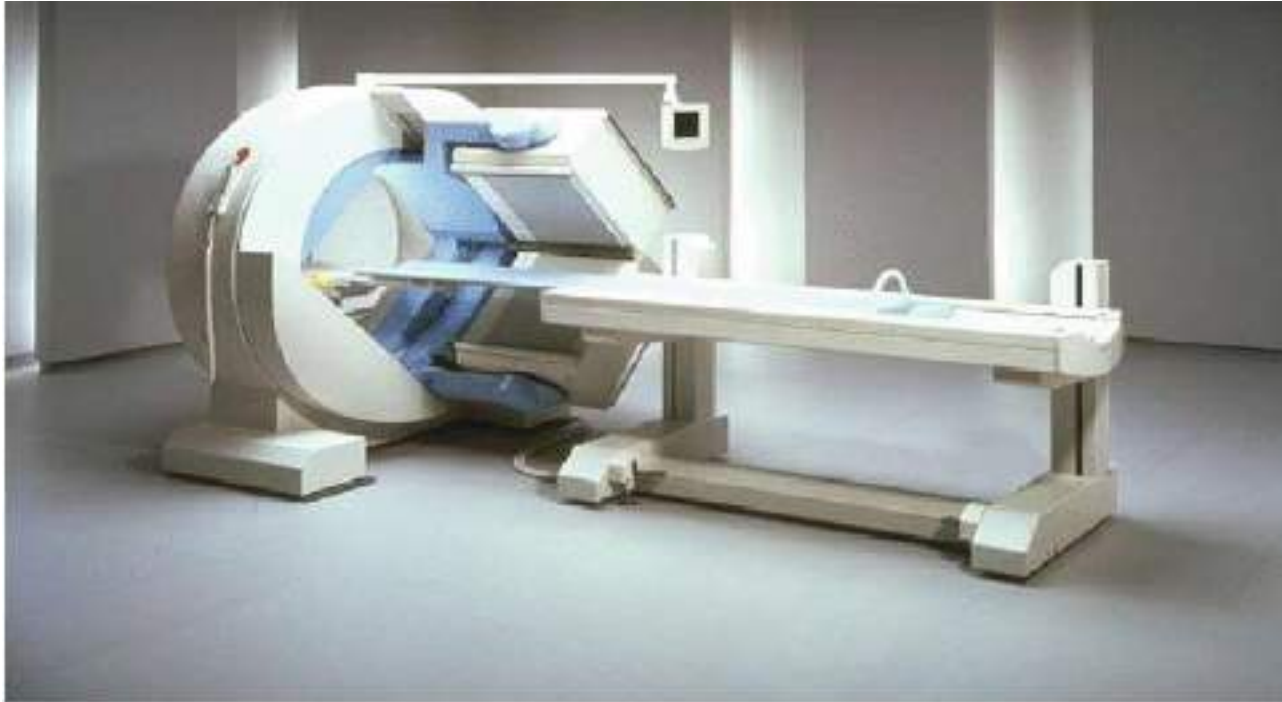




# Gama Kamera Cihazı

Gama kamerayı oluşturan parçaları, çalışma prensibi açısından **beş ana başlık** altında incelemek mümkündür. Bunlar:

- Gantry ve Detektörler
- Yönlendiriciler (Kolimatörler),
- Hasta (Çekim) Masası
- Kumanda Konsolu
- Kayıt ve görüntüleme Ünitesi



# Gama Kamera Cihazı

## Gantry (Halka)

Akıllı **güç kaynağı (IPS) ve detektörlerden** oluşur. Ayrıca hasta masasının ve detektörlerin kontrolünü yapan bir kumanda ve acil durdurma butonlarını üzerinde taşır.

Hastanın tarandığı ve **görüntülemenin yapıldığı** (gama fotonlarının algılandığı) detektörleri üzerinde taşıyan cihazın en önemli ünitesidir.

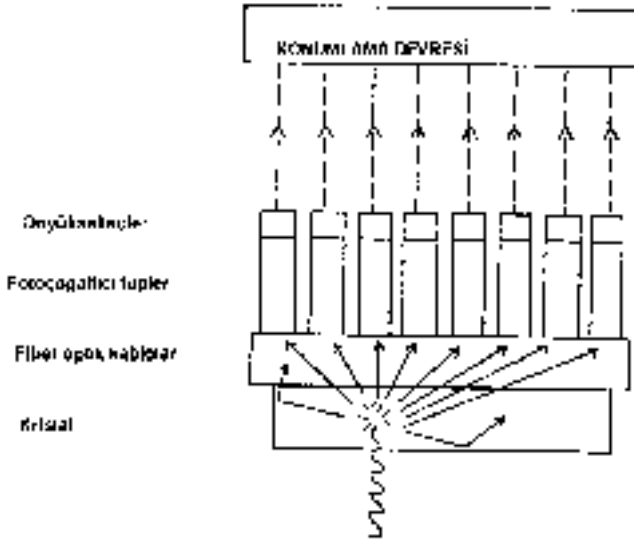


# Gama Kamera Cihazı

## Detektör Modülü

Detektörler; kolimatör, NaI(Tl) (Sodyum İyodür) kristali, fotoçoğaltıcı tüpler, yükselteçler ve konum belirleyici (PHA) elektronik devrelerden oluşur.

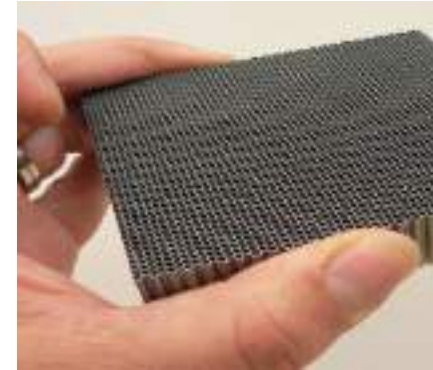
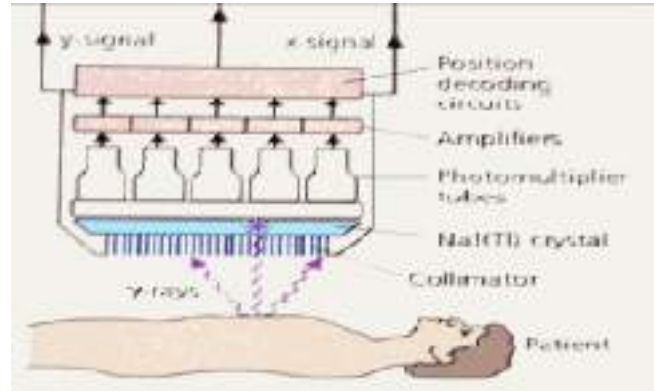
Tüm detektör bloğu koruyucu bir zırh ile kaplanmıştır. Genelde kurşun veya çelikten yapılan bu zırh, istenmeyen fotonların kristale ulaşmasını engellemektedir.



# Gama Kamera Cihazı

## Yönlendiriciler (Kolimatörler)

- Yönlendiriciler, kaynak organdan gelen gama ışınlarını detektöre yönlendirip, bunun dışındaki gama ışınları ile **saçılmaya uğrayan gama ışınlarını absorbe etmek** amacıyla **kristalin ön tarafında bulunan** elemandır.
- Kurşundan yapılmış, **farklı sayıda ve şekilde delikleri olan, kristalin görüş açısını belirleyen parçadır**. Kaynağın her noktasından çıkan fotonlar, kristal **üzerinde iki boyutlu bir görüntü meydana getirirler**. Sintilasyon sahasında oluşmuş bir görüntünün kaynağın şeklini yansıtması, kristal önündeki paralel delikli kolimatör sayesinde gerçekleşir.

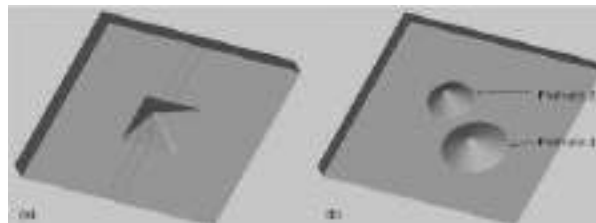
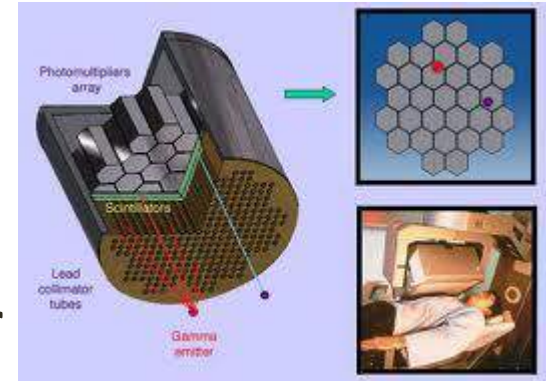


# Gama Kamera Cihazı

Kolimatörlerin iç kısımlarında gama ışınlarının geçişine uygun **delikler (holler)** vardır. Delikler, **yuvarlak veya köşeli** şekilde olabilir. Yönlendiricilerde bulunan **deliklerin boyları**, kullanım özelliklerine göre **uzun veya kısa** olabilir. Delikler arasındaki kalınlığa, **septa** denir.

Yapılış özelliklerine göre **kolimatörler**:

- **Tek Delikli (Pinhole) Kolimatörler**
- **Çok Delikli Kolimatörler**
  - Paralel Delikli Düz Aralıklı Kolimatörler
  - Paralel Delikli Eğimli (slant hole) Kolimatörler
  - Iraksak (uzaklaşan delik aralıklı) Kolimatörler
  - Yakınsak (yakınlaşan delik aralıklı) Kolimatörler

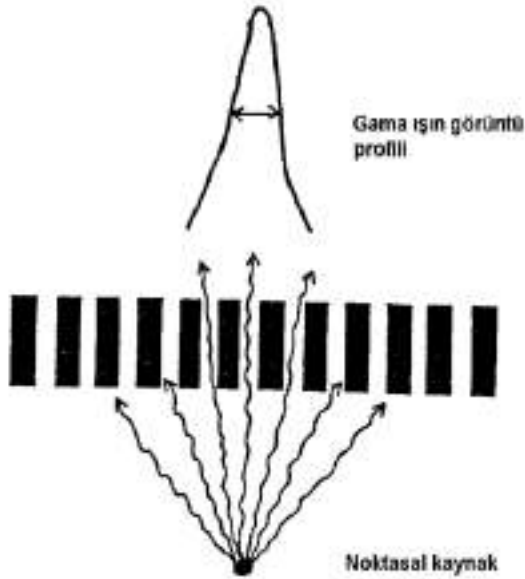




# Gama Kamera Cihazı Donanımı

## Yönlendirici (Kolimatör) Çalışma Prensibi

Yönlendiricinin en önemli parametrelerden biri de **kanallar arasındaki duvar kalınlığıdır**. Çünkü bu kalınlığın, yönlendirici kanallarına **paralel hareket etmeyen yani yanlış konum bilgisi oluşturacak olan gama fotonlarını soğurabilmek için yeterli düzeyde** olması gerekmektedir.



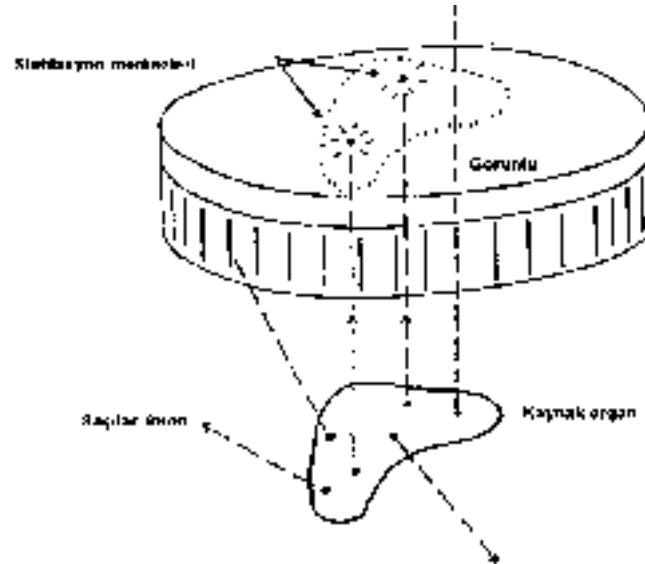
Yönlendirici Tipi	Uzaysal çözülüm	Duyarlılık	Alan Boyutu	Büyültme	Bozulma
Tek kanallı	Yönlendirici yüzeyinden uzaklaştıkça azalır	Uzaklıkla azalır	Uzaklıkla artar	Evet	Evet
Paralel Kanallı	Yüzeyde en iyi uzaklıkla azalır	Uzaklıktan bağımsız	Uzaklıktan bağımsız	Yok	Yok
Yakınsak	Yönlendirici yüzeyinden uzaklaştıkça azalır	Uzaklıkla artar	Uzaklıkla azalır	Evet	Evet
Iraksak	Yüzeyde en iyi uzaklıkla azalır	Uzaklıkla azalır	Uzaklıkla artar	Küçültür	Evet

# Gama Kamera Cihazı Donanımı

## Sintilasyon Kristali

Gama fotonunun, tüm enerjisinin soğurulabilmesi yani bu gama fotonunun taşıdığı enerji ve konum bilgilerinin alınabilmesi için, kristal detektörler kullanılır. Gama kameralar, değişik çap ve kalınlıkta geniş yüzeyli tek bir sintilasyon kristali (NaI) kullanırlar.

Sabit kameralar, genellikle geniş çaplı kristaller kullanırken, düşük enerjili kaynak kullanımı için tasarlanmış kameralar, 6.35 - 9.52 mm kalınlığa sahip kristalleri kullanırlar.





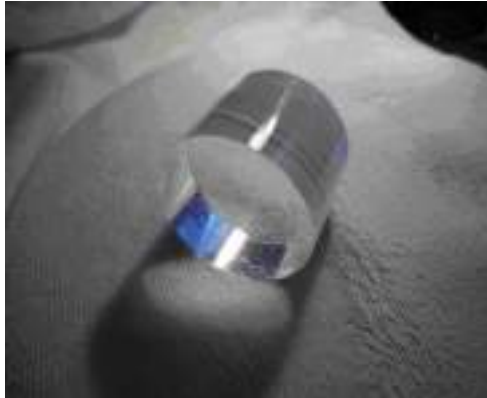
# Gama Kamera Cihazı Donanımı

## Sintilasyon Kristali

Gama fotonu ile kristal arasında oluşan (**Compton**) etkileşim, gama fotonunun enerjisini azaltır ve sonunda, kristaldeki atomlar **uyarılmış (bir üst) enerji seviyelerine** çıkarlar.

Uyarılmış enerji seviyesinde bulunan atomlar, **eski seviyesine geri dönerlerken, uyarılmış enerji seviyeleriyle eski seviyeleri arasındaki enerji farkına eşit düzeyde görünür bölgede ışık fotonları** yayımlar.

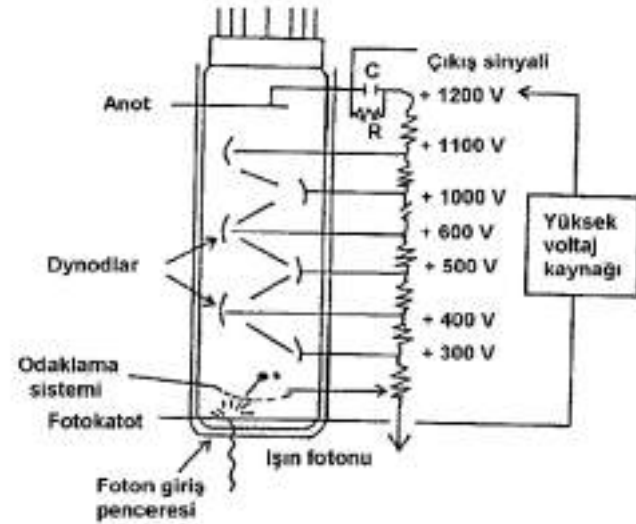
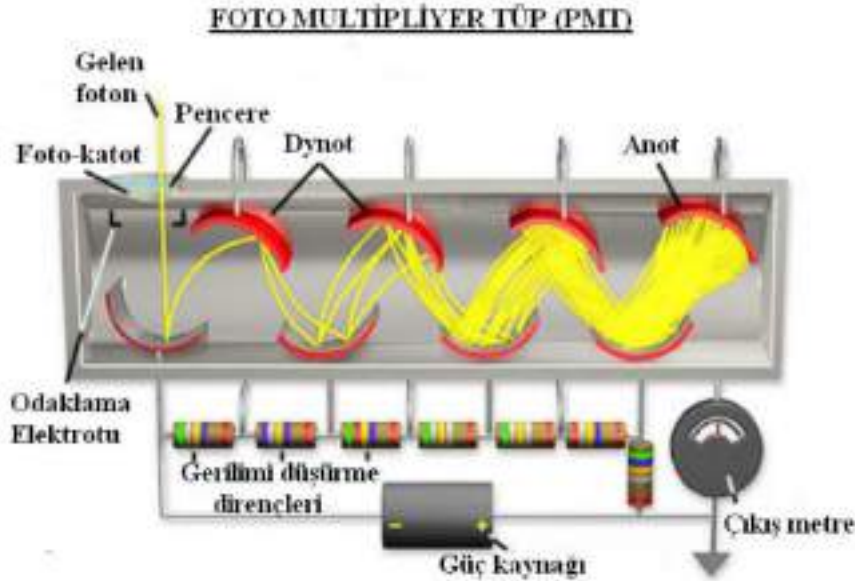
Energileri **görünür bölge** enerji aralığında olan bu fotonlara, **sintilasyon fotonları** adı verilir. **Sintilasyon fotonlarını** oluşturan maddeye ise **sintilasyon kristali** denilir.



# Gama Kamera Cihazı Donanımı

## Foto Çoğaltıcı Tüpler (Photo Multiplier Tubes, PMT)

Kristal üzerine bulunan, içi **vakumlu** tüptür. Kristale yakın kısmında ışığa duyarlı **foto-katot**, tüpün diğer tarafında ise **anot** yerleştirilmiştir. Katot ve anot arasında **bir seri** (genellikle 10 adet) **dinot (dynot) denilen metal elektrotlar** bulunur.



# Gama Kamera Cihazı Donanımı

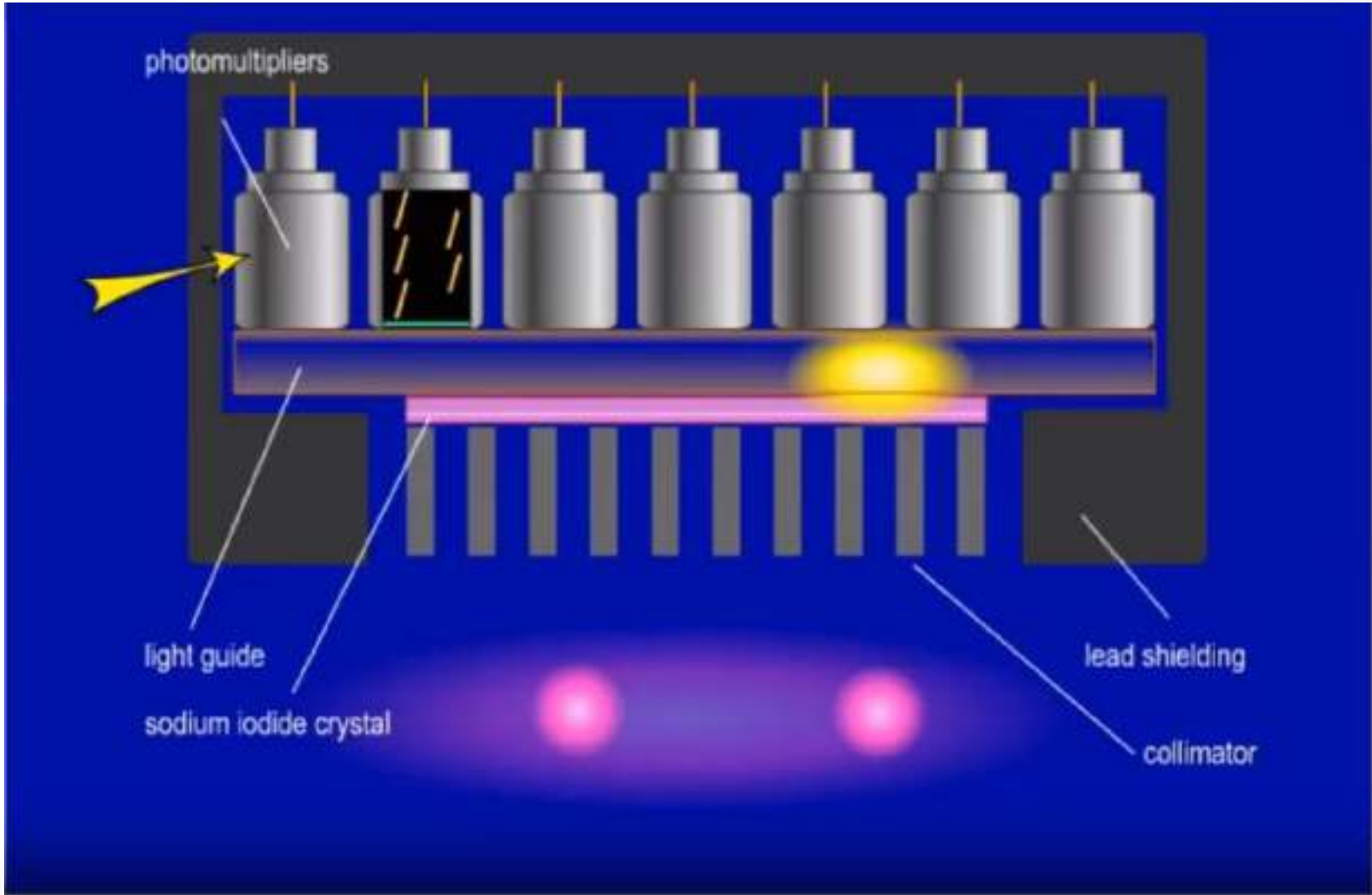
## Foto Çoğaltıcı Tüpler (Photo Multiplier Tubes, PMT)

Fotoçoğaltıcı tüplerin sayılarının fazlalaştırılması, birbirine yakın sintilasyon olaylarının ayırt edilebilmesini sağlayarak, detektörün **uzaysal çözünürlüğünü** arttırmaktadır.

Fotoçoğaltıcı tüplerden oluşan sistem, silikon bir sıvı yardımı ile **kristalin arka tarafına optik olarak bağlanmıştır**. Detektör kristali ile fotoçoğaltıcı tüpler arasında genellikle **fiber optik kablolar** kullanılır. Günümüz gama kameraları, **50.8 mm çapında hekzagonal şekilde dizilmiş 37 fotoçoğaltıcı tüpten** oluşurlar. Bazı gama kameralarda **bu sayı 91 fotoçoğaltıcı tüpe** kadar da artmaktadır.



# Gama Kamerada Görüntü Oluşumu



# Gama Kamera Cihazı Donanımı

## Sinyal İşleme Devreleri

Gama kameralarda bulunan detektörlerin büyük bir kısmı, **darbe modunda** çalışır. Gama fotonlarının sayısını belirlemek amacıyla, detektörler tarafından **düşük genlikli akım sinyalleri** üretilir.

Detektörden gelen **sinyallerin genliklerinin analizleriyle gama fotonlarının enerjisini** belirlemek mümkündür. Detektörler tarafından üretilen düşük seviyelerdeki sinyaller, gerekli **şekil ve büyüklüğü elde etmek için önyükselteç ve yükselteç devrelerine** gönderilirler.

Konum ve enerji sinyalleri, konumlama devrelerinde elde edildikten sonra, gerekli **enerji ayırımı vuru yükseklik ayıracında gerçekleştirilir**. Sinyaller, **gerekli yükseltme ve şekillendirme işlemlerinden sonra kayıt ünitelerine** iletilirler.

# Gama Kamera Cihazı Donanımı

## Hasta (Çekim) Masası

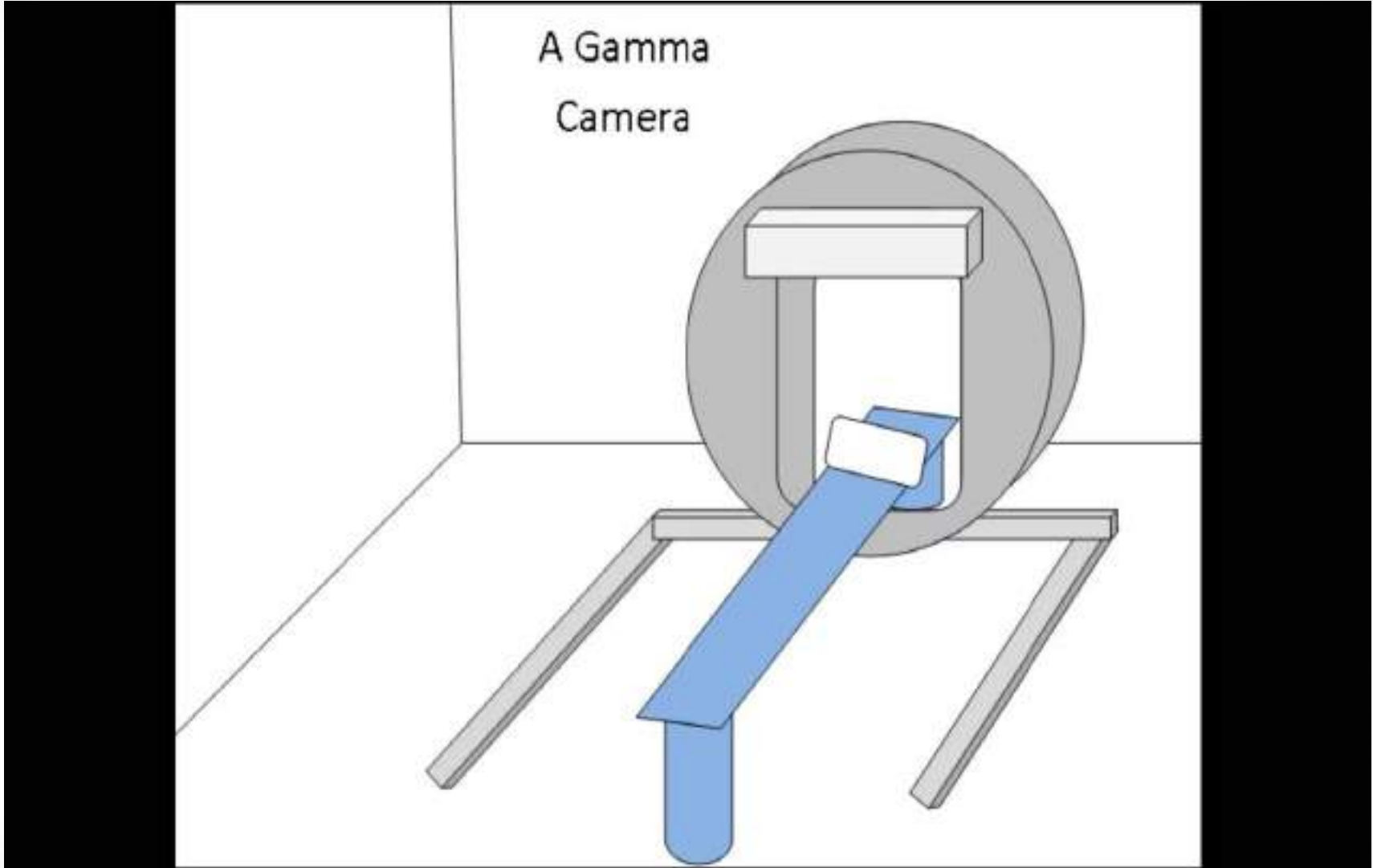
Hidrolik ve elektriksel olarak **yukarı aşağı, sağa sola ve ileri geri** yönlü hareket eder. Gantry üzerinde bulunan kumandanın aynısından masanın yanında da bulunur ve masa ile bağlantılıdır.

## Kumanda Konsolu

**Monitör, kasa, klavye ve fareden (mouse)** oluşmaktadır. Kumanda konsolu ile **hasta masası, dedektör modülü ve bilgisayar sistemi** kontrol edilir. Bilgisayardaki özel programlar vasıtasıyla bütün işlemler buradan yürütülür.



# Gama Kamera Cihazı Donanımı





# Gama Kamera Görüntülerinin Özellikleri

## Gama kamera görüntülemenin dezavantajları:

- İki boyutlu yansımış görüntüler incelenen organın önünde ve arkasında bulunan radyoaktivite **nedeniyle incelenen organ dışındaki etkileri de** içerir. Bunun dışında incelenen organdan **yayımlanan fotonlar üstteki doku tarafından zayıflatılabilirler.**
- Kullanılan radyofarmasötikler (Thallium-201 ve Technetium-99m) oldukça **ağır izotopları içermek zorundadırlar.** Bu elementler doğal olarak biyolojik aktif moleküller halinde bulunmazlar. Bu nedenle, bu **maddeleri içeren moleküllerin sentezi oldukça zor olmaktadır.**
- Kurşun yönlendiriciler fotonların büyük bir çoğunluğunu emdiğinden **gama kameraların duyarlılığı ve rezolüyonu düşüktür.**
- Konvansiyonel gama kameralarla yapılan **tek foton görüntüleme tekniği** duyarlılık ve aktivite sayım doğruluğu açısından halen sorunlara sahiptir.



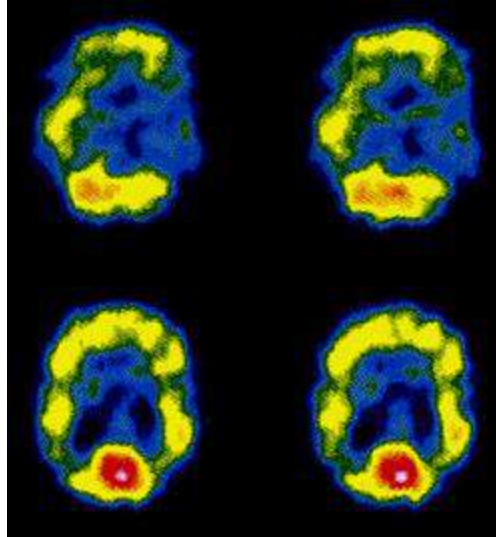
# Gama Kamera Görüntülerinin Özellikleri

Cihazın bu dezavantajlarını ortadan kaldırmak için; dönen bir gama kamera ile tomografik veriler alınarak ve daha sonra tomografik görüntü oluşturulurken sinyalde oluşan zayıflamaları düzeltmek suretiyle çözülmeye çalışılmıştır. Bu teknik **SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography)** olarak isimlendirilmektedir.

**PET** ise bu dezavantajları ortadan kaldıran bir metot olarak sunulmuştur.

# SPECT (Single Photon Emission Computerized Tomography)

**Tek foton yayılım bilgisayarlı tomografi** yine bilgisayarlı tomografi cihazlarına benzeyen **ve gama ışınlarıyla gerçekleştirilen nükleer tomografik görüntüleme** tekniğidir.



# SPECT (Single Photon Emission Computerized Tomography)

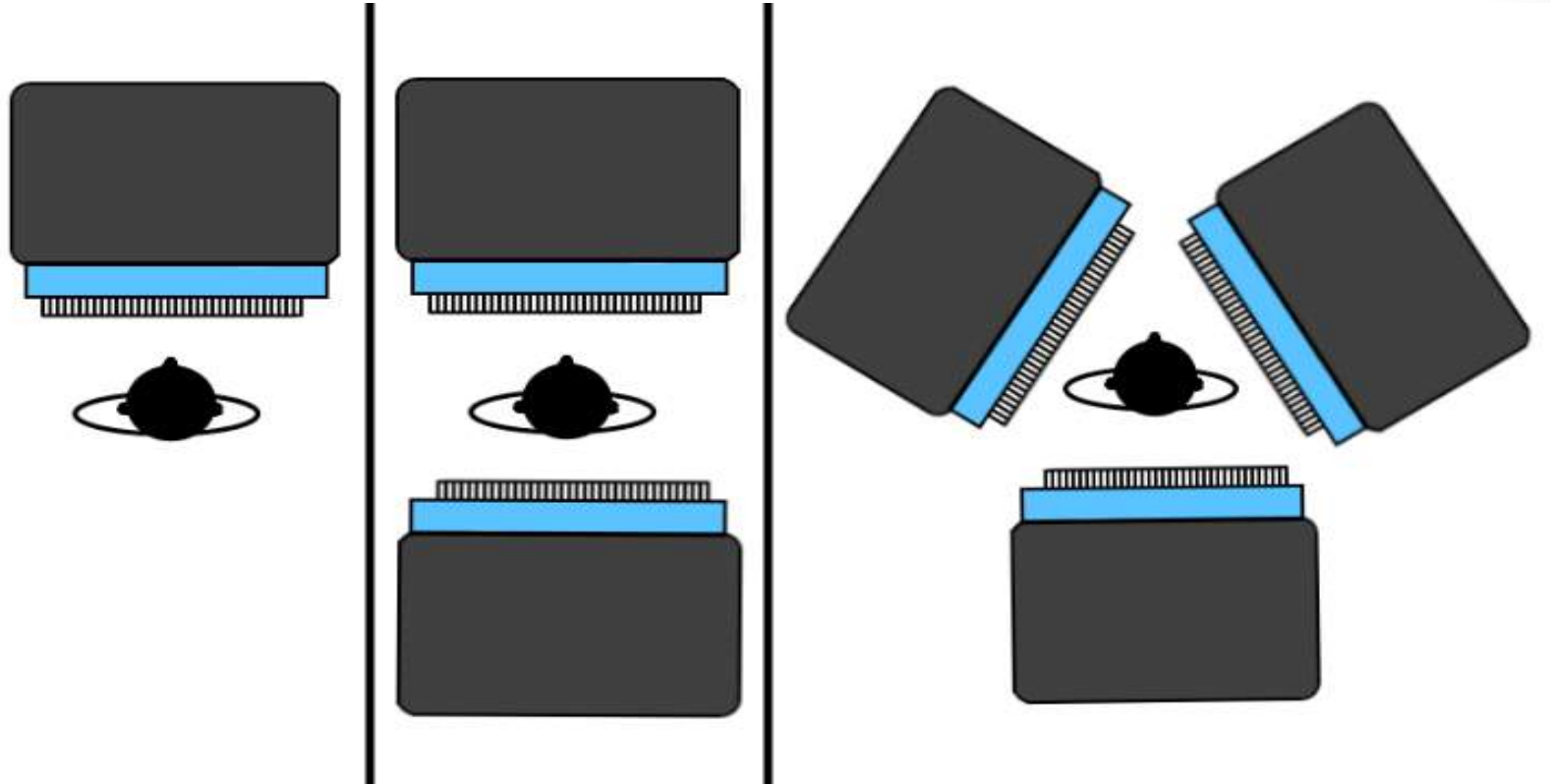
SPECT bir **gama kamera tarafından farklı açılardan taranan 2 boyutlu görüntüleri, bilgisayar yardımıyla 3 boyutlu tomografik görüntü haline dönüştürür.**

Çalışma prensibi açısından **gama kameradan hiçbir farkı olmamasına rağmen SPECT sensörleri genellikle 180–360 derece dönebilecek şekilde tasarlanmışlardır.** Çekim süresi yaklaşık **15–20 dk** kadardır.

SPECT tekniğinde vücuda verilen radyoformasötik maddelerden tek bir doğrultuda yayılan gamma fotonları, SPECT dedektörleri tarafından tespit edilir ve burada elde edilen iki boyutlu görüntüler bilgisayar ünitesinde yeniden geri çatılarak **kesit görüntü oluşturulur.**

SPECT'te görüntülenen bölgenin alt ve üst kısımlarındaki diğer katmanların etkisi olmadığı için görüntüde artefak olmaz bu durum hacim; boyut ve aktivitenin nümerik olarak ölçülmesinde yüksek doğruluk üretir.

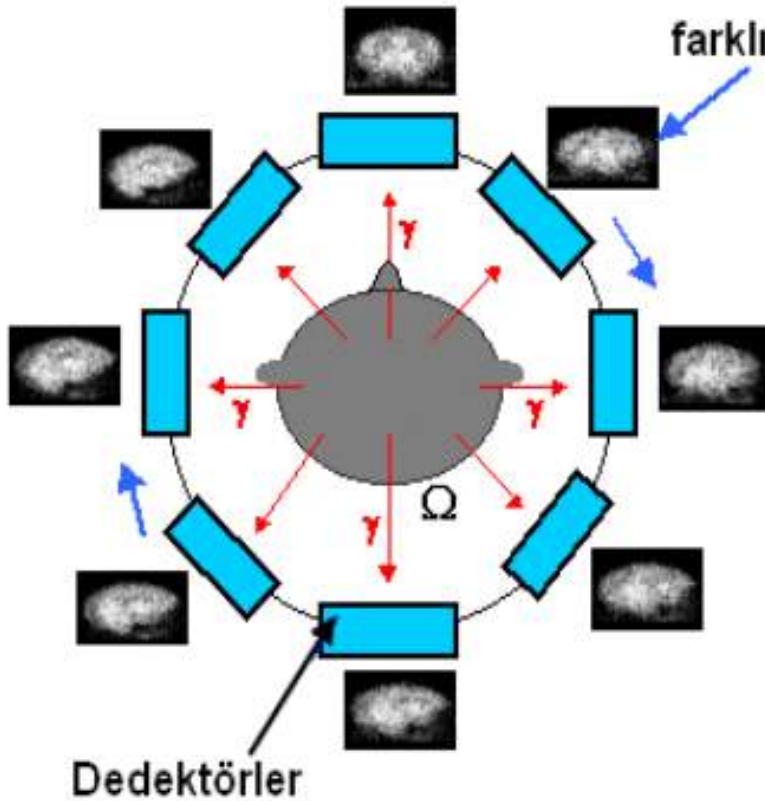
# Tek dedektörlü, iki dedektörlü, üç dedektörlü SPECT sistemleri



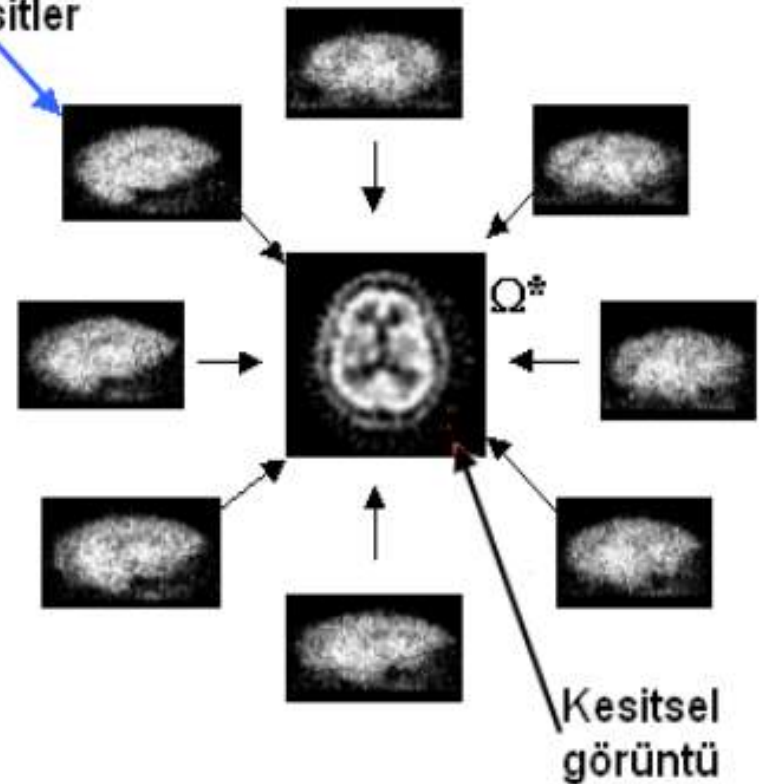
Son yıllarda **iki veya üç dönen başlığa sahip SPECT kameralarla** duyarlılık büyük çapta arttırılmıştır.

# SPECT Görüntü Oluşumu

GÖRÜNTÜNÜN İŞLENMEMİŞ HALİ



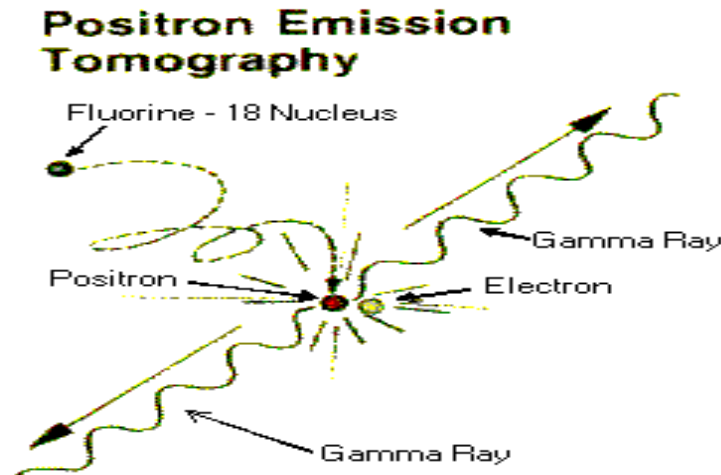
GÖRÜNTÜNÜN İŞLENEREK  
YENİDEN OLUŞTURULMUŞ HALİ  
(REKONSTRÜKSİYON)



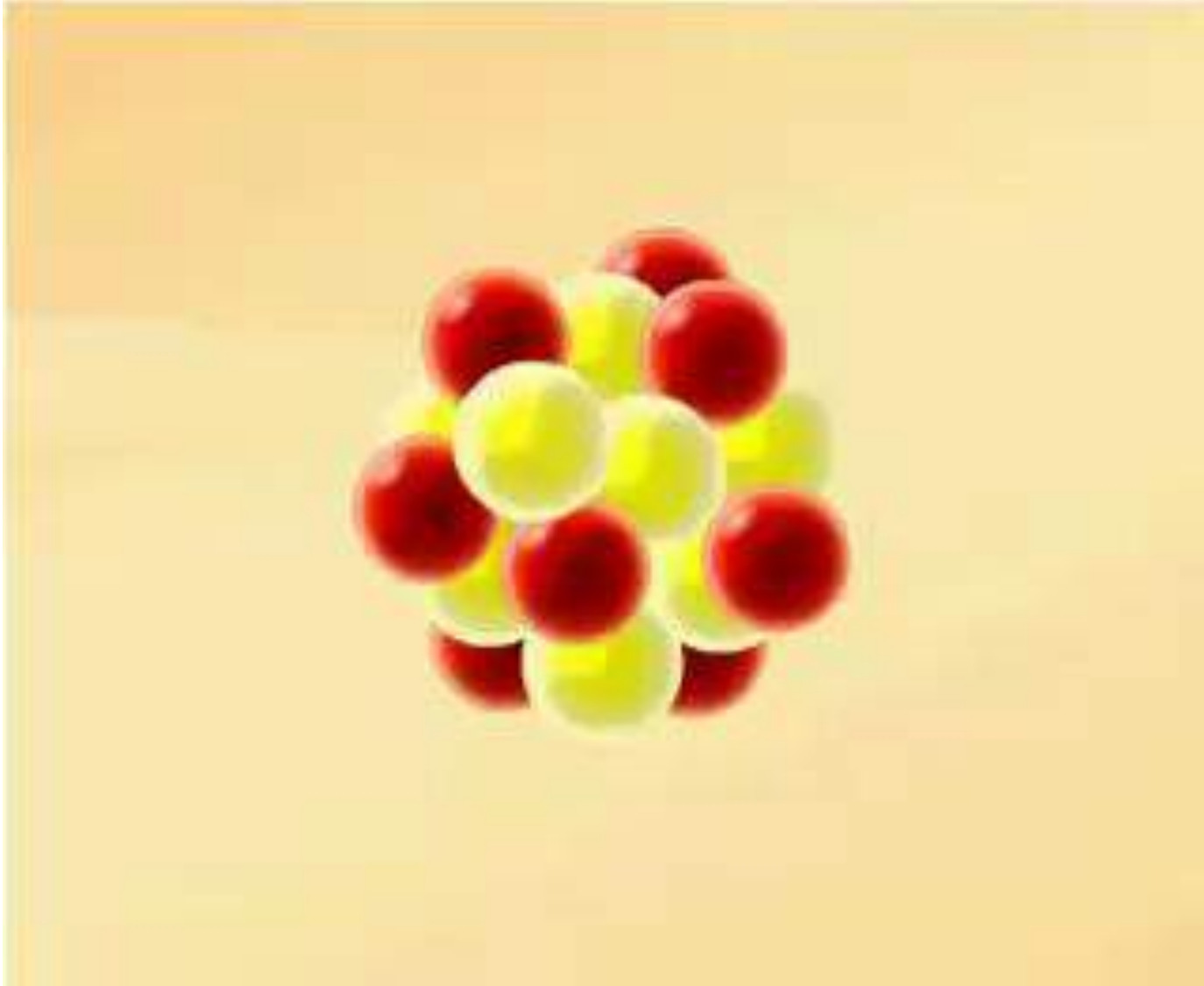
# PET (Pozitron Emisyon Tomografi)

• SPECT tekniğinde tek doğrultuda yayılan gama fotonu detekt edilmekteyken, PET tekniğinde aynı anda, aynı yerde oluşan ve zıt doğrultuda yayılan fotonlar (2 adet) detekt edilir.

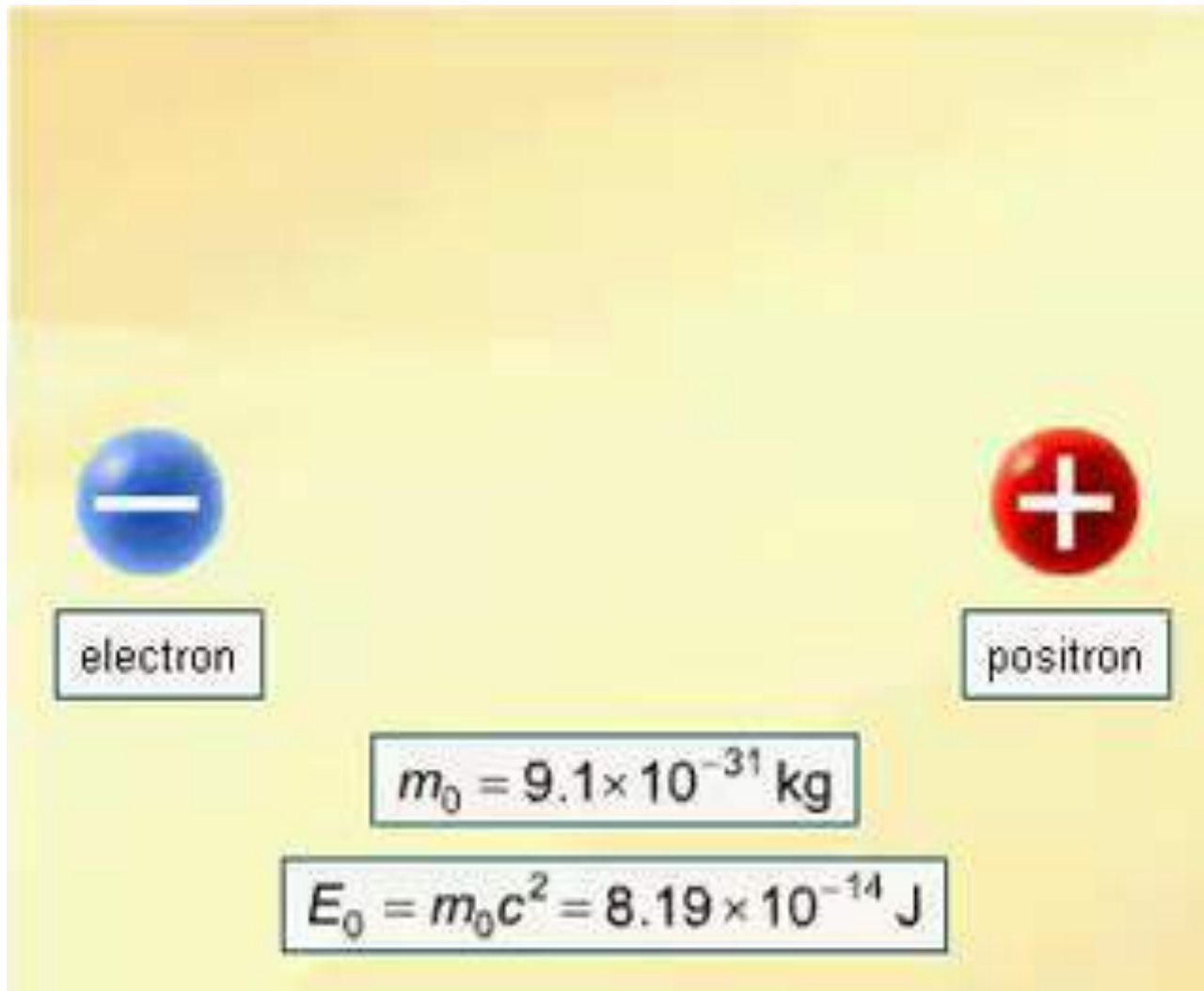
• Hastaya, pozitron yayınıcı yapan radyoizotoplar (F18-FDG) enjekte edilir. Pozitronlar, pozitif yüklü elektrondur ve yolu üzerindeki (-) yüklü elektronlar ile çarpışınca, kütlelerin enerjiye dönüşümü olayı meydana gelir. Çarpışan kütleler yok olurken 511 KeV enerjili anihilasyon fotonları birbiriyle  $180^\circ$  açı ile zıt yönlerde salınır. Bu olaya, anihilasyon; (annihilation, yok olma) oluşan fotonlara da anihilasyon fotonları denir.



# PET Anhilasyon Olayı

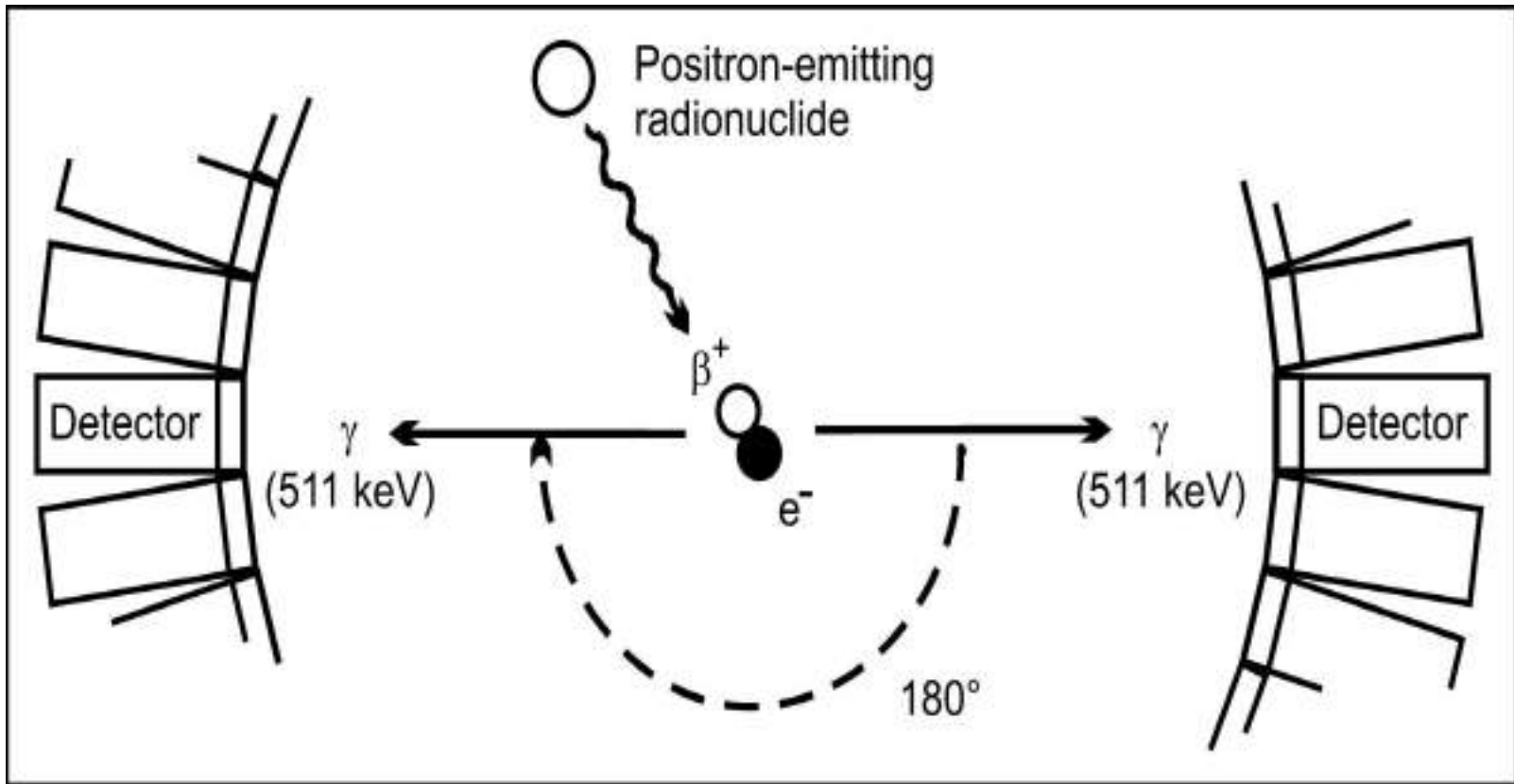


# PET Anhilasyon Olayı



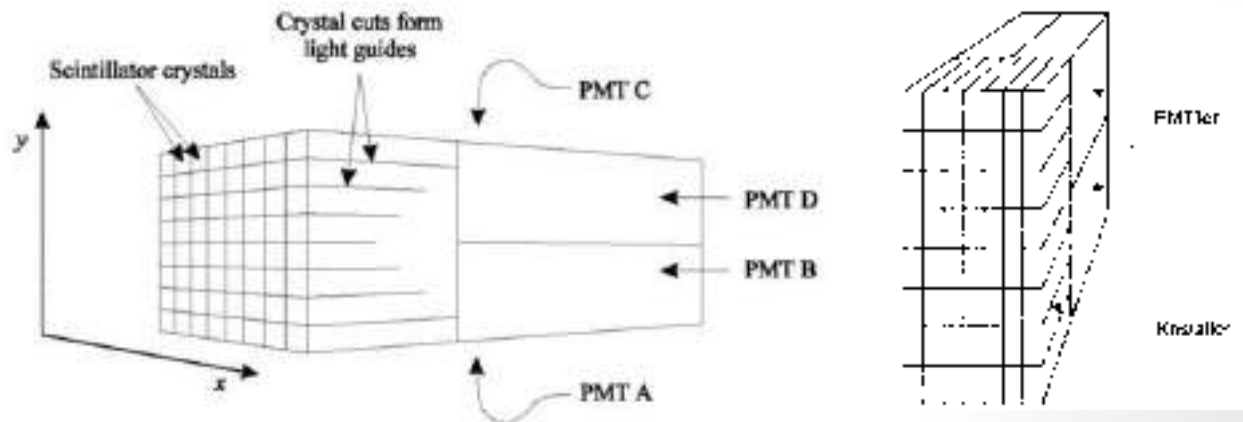


# PET (Pozitron Emisyon Tomografi)



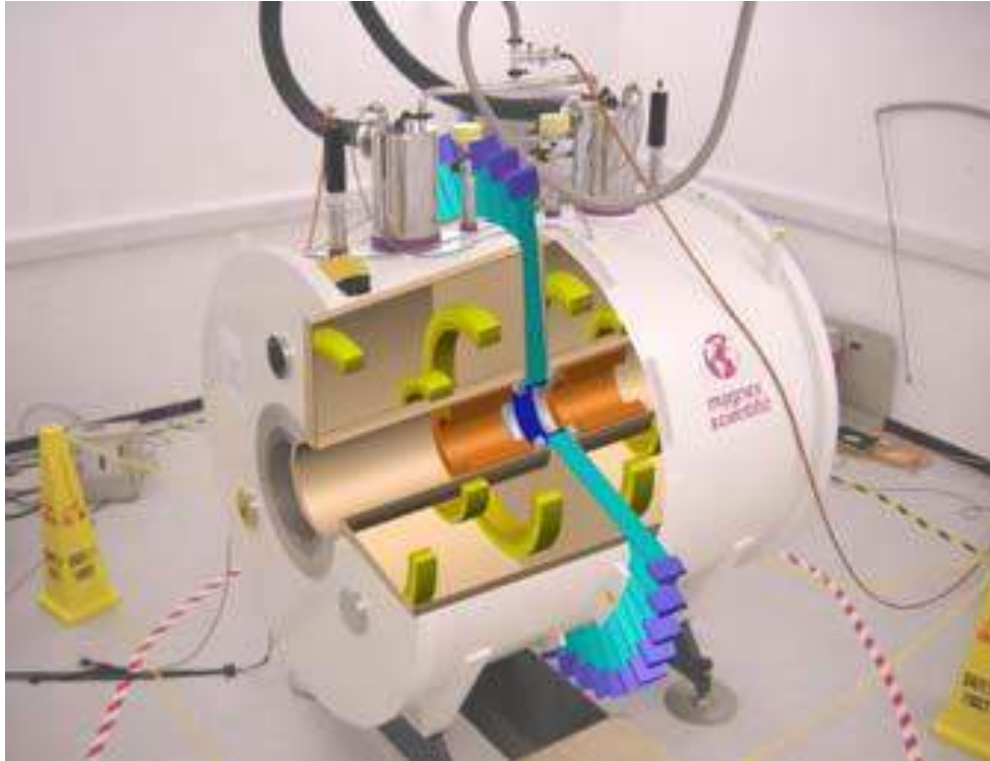
# PET (Pozitron Emisyon Tomografi)

- Bu **anihilasyon fotonları, dedektörlere çarparak sintilasyona dönüşür.** Sintilasyonlar **fotoçoğaltıcı tüplerde (PMT)** elektriksel sinyale dönüştürülür.
- Elektrik sinyalleri diğer **elektronik devrelerde işlenerek görüntüye dönüştürülür.** Anihilasyon fotonları, iki detektör arasında “yanıt çizgisi” (**Line of Responce-LOR**) **adı verilen düz bir çizginin herhangi bir noktasından** çıkmıştır.
- Detektörler **PET tarayıcıların en kritik bileşenlerinden** biridir. Bazı durumlarda tek-foton görüntülemesinde kullanılan **klasik gama kameraların detektörlerine** benzerler. Bu sistemlerde de çok sayıda fotoçoğaltıcı tüpe **optik olarak bağlanmış geniş çaplı NaI kristalleri** kullanılmaktadır.

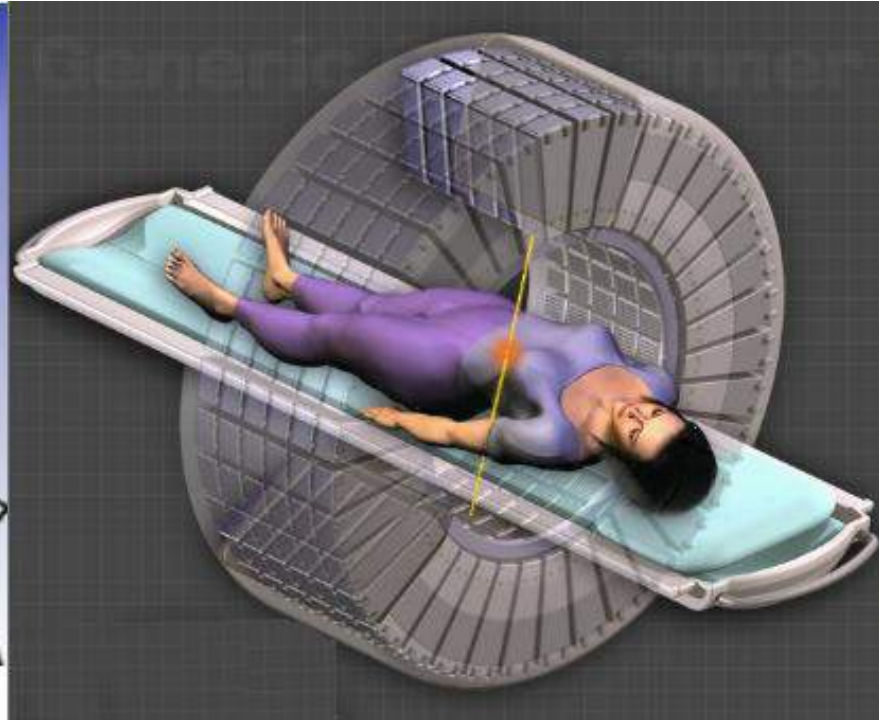
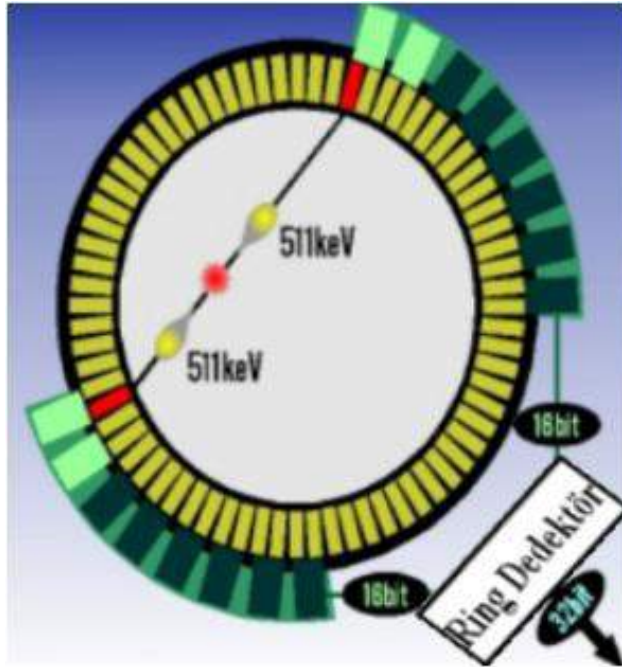


# PET (Pozitron Emisyon Tomografi)

- Hasta vücudundan **511 KeV** enerjili anihilasyon fotonu **birbiriyle 180°** açı ile zıt yönlerde salınan iki foton, **aynı anda iki ayrı dedektör tarafından tek foton gibi algılanır**. Bu olaya, **elektronik deteksiyon** denir.
- PET cihazlarında **zıt yönde salınan iki foton dışındaki ışınlar algılanmaz** bu, **sistemin elektronik kolimasyon sağlamasından** dolayıdır. Bu nedenle **ayrıca kolimatör kullanılması gerekmez**.



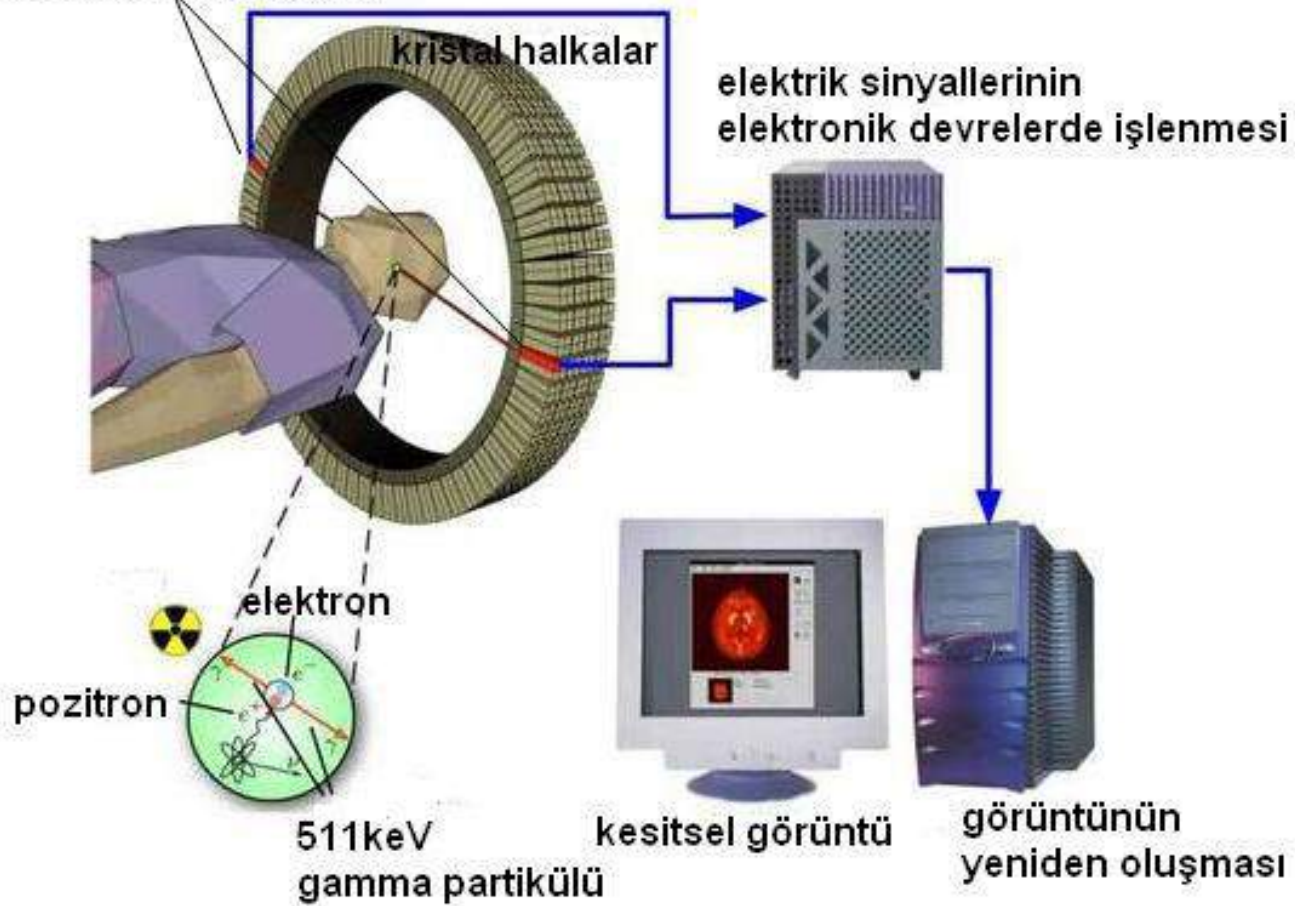
# PET (Pozitron Emisyon Tomografi)



PET cihazında anihilasyon fotonlarının detektörlere çarpması

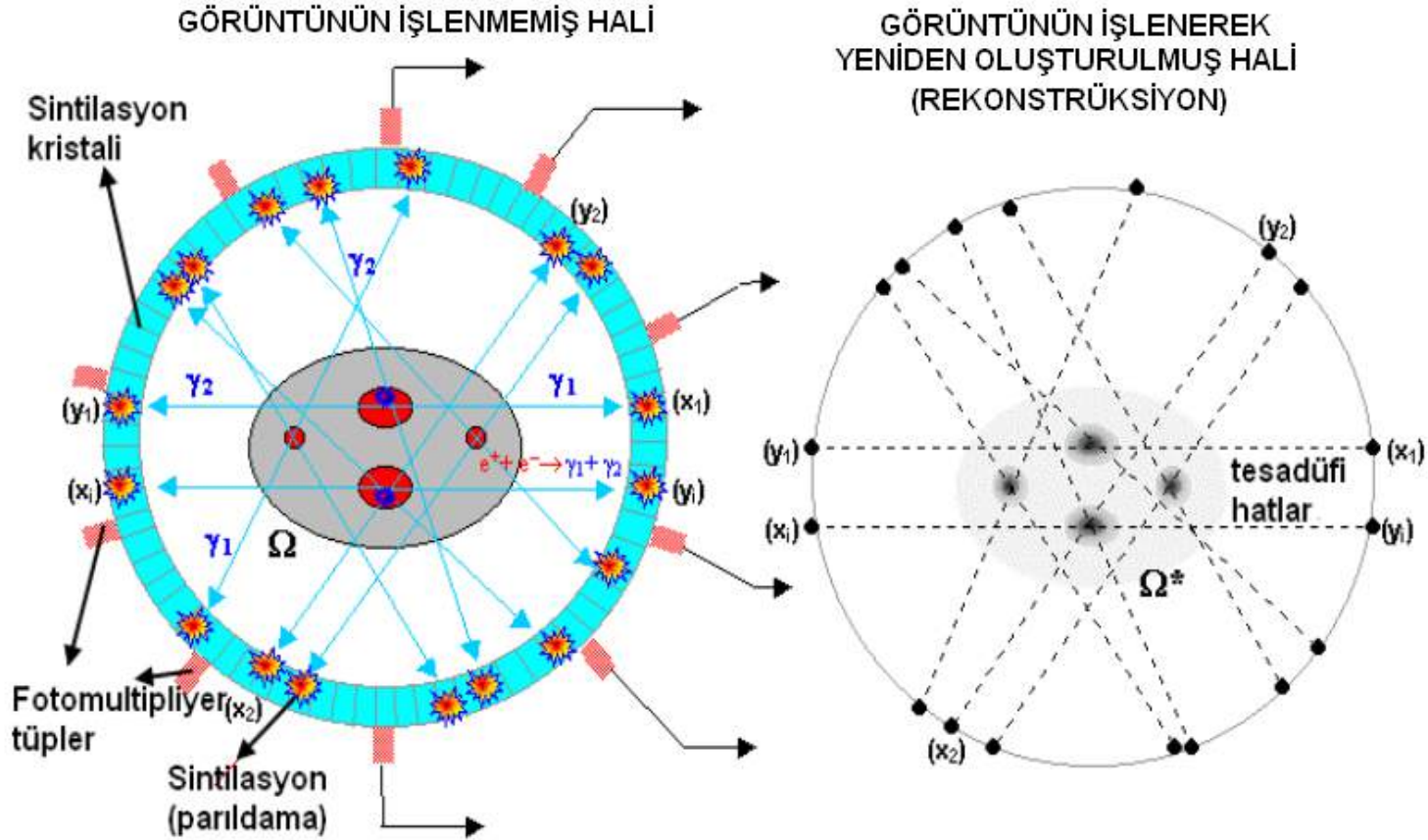
# PET Cihazında Görüntü Oluşumu

511 keV enerjili  
gamma partiküllerinin  
dedektöre çarpması

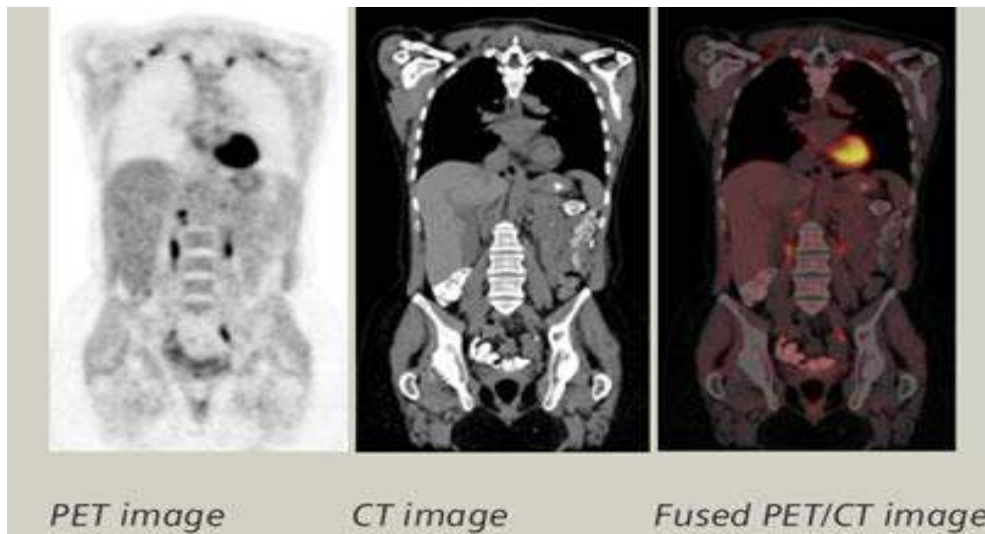
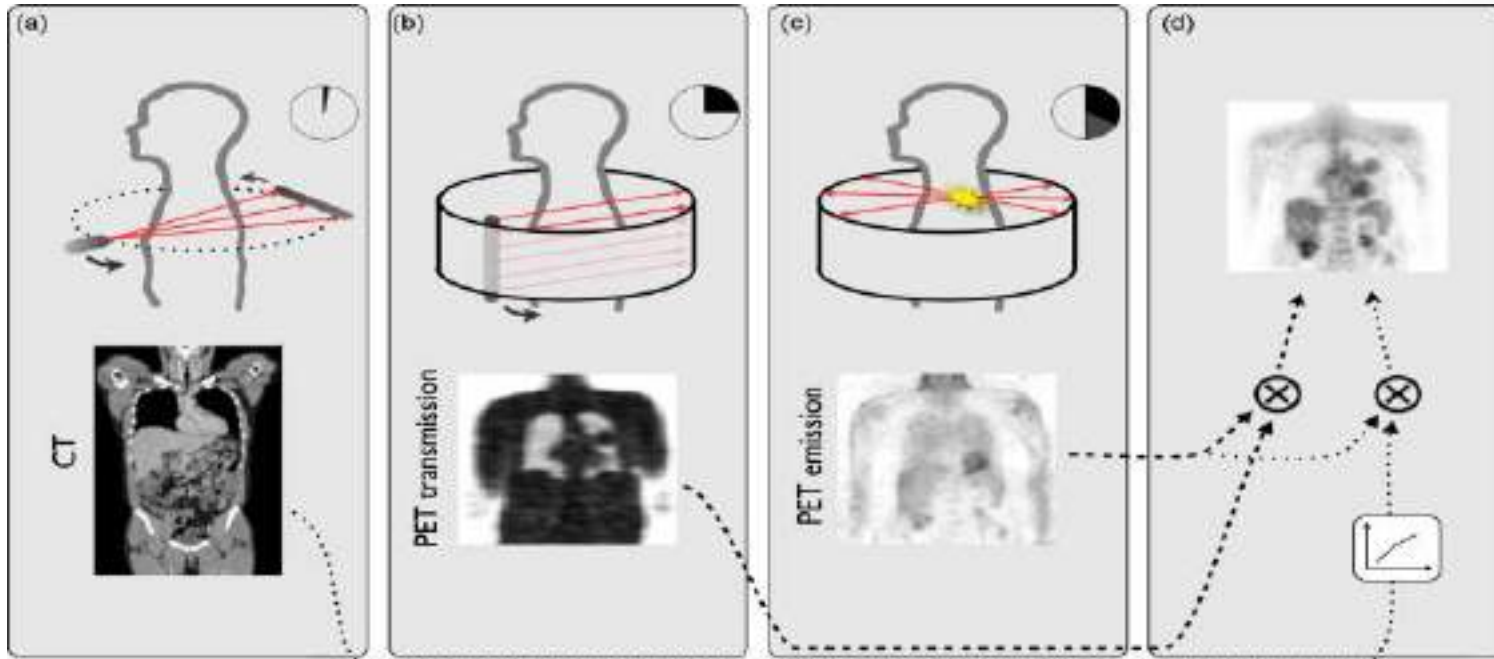




# PET Cihazında Görüntü Oluşumu



# PET /CT





# PET Cihazının Gama Kamera ve SPECT'ten Farkı

- PET tekniğinde, vücuda verilen pozitron kaynağı radyonükleidler **anihilasyon olayı nedeniyle madde özelliğini kaybetmekteyken** konvansiyonel sintigrafi ve SPECT tekniklerinde, vücuda verilen **radyonükleidler biyolojik yarı ömür süresince etkin olarak** vücutta kalmaktadır.
- SPECT sistemlerindeki kolimatörler yerlerini, **PET sistemlerinde “elektronik kolimasyonlara”** bırakmışlardır.
- PET sistemlerinde görüntü oluşturma işlemi doğru sonuçlar veren oldukça basit algoritmalarla yapılmaktadır.

# **Tıbbi Görüntüleme Sistemlerinin Temelleri**

## **Bilgisayarlı Tomografide Sayısal Görüntü Oluşturma Yöntemleri**

**Doğan D.DEMİRGÜNEŞ**  
Ekt.Yük.Müh.  
ddemirgunes@gmail.com

**Ankara 2020**

# İçerik

- **Gri seviye sayısal projeksiyon görüntüsü özellikleri**
- **Tomografik görüntü nedir?**
- **Tomografik görüntü özellikleri**
- **Tomografik görüntü kavramları**
  - **Tarama alanı (FOV)**
  - **Hounsfield Unit (HU)**
  - **Pencereleme (Windowing)**
- **Bilgisayarlı tomografide görüntü oluşumu**
  - **Yinelemeli teknikler**
  - **Analitik yöntemler**
- **Bilgisayarlı Tomografide Karşılaşılan Sorunlar**

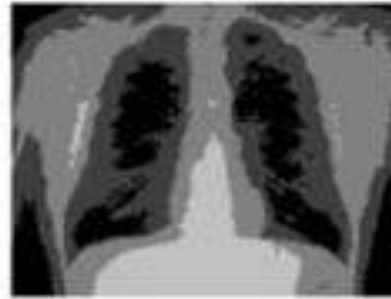
# Gri seviye sayısal görüntünün özellikleri

## Gri Seviye

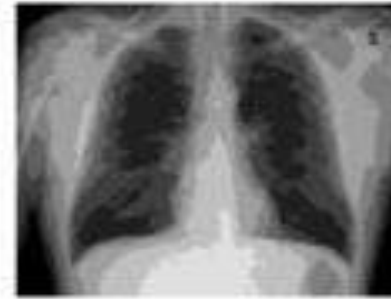
- $n = 2^b$  olmak üzere, **b değeri görüntünün 1 pikselini ifade etmek için gereken bit sayısı, n ise görüntüdeki gri seviye sayısıdır.** Buradaki n değeri arttıkça görüntünün ayrıntıları ifade etme gücü artar.
- **Örneğin  $b=8$  ise 256 adet gri tonu bulunmaktadır.**



n=2



n=4



n=8



n=16



n=64



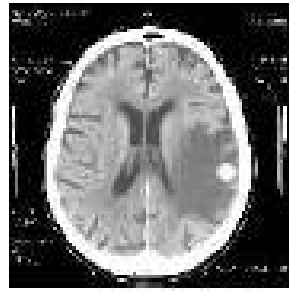
n=256

# Gri Seviye Sayısal Görüntünün Özellikleri

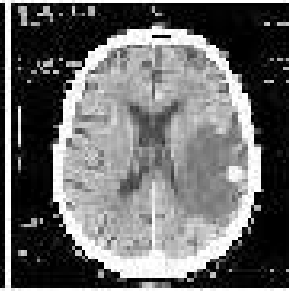
## Çözünürlük

Bir görüntünün çözünürlüğü, o görüntüdeki bir pikselin **fiziksel büyüklüğüne** eşittir. Kısaca çözünürlük, **bir resmin detaylanabilir en küçük parçasıdır.**

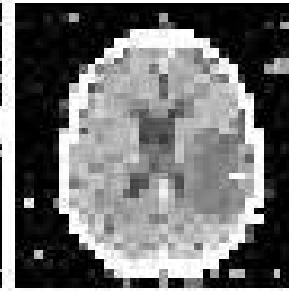
a a



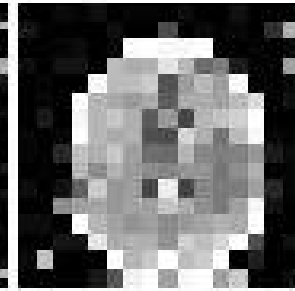
128x128



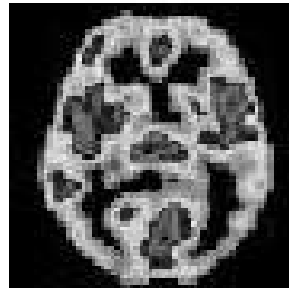
64x64



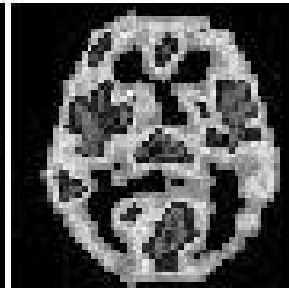
32x32



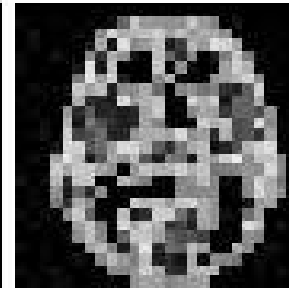
16x16



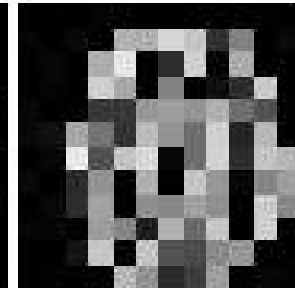
100x100



50x50



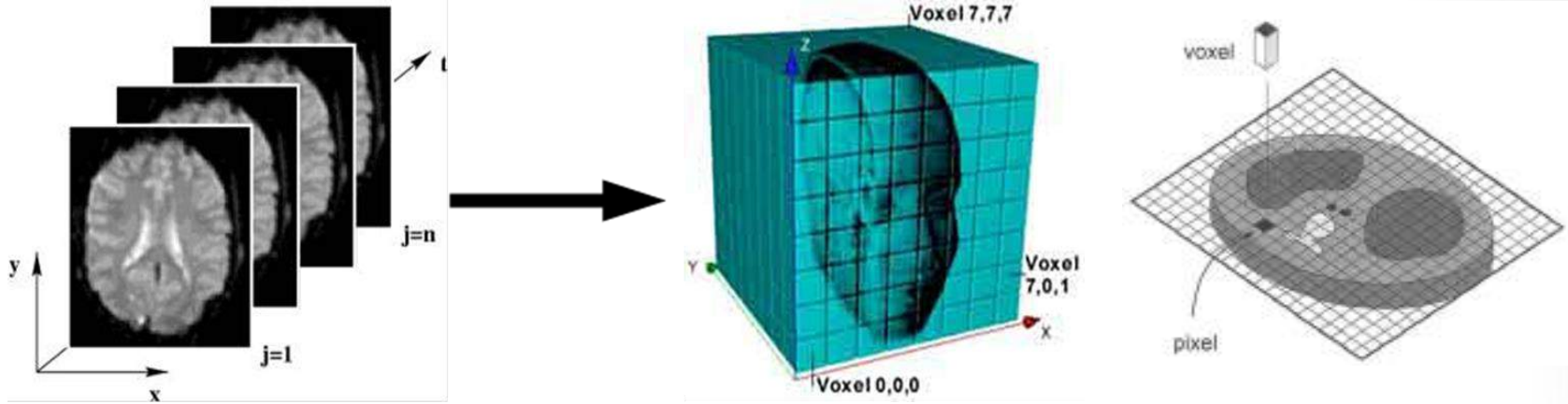
24x24



12x12

8

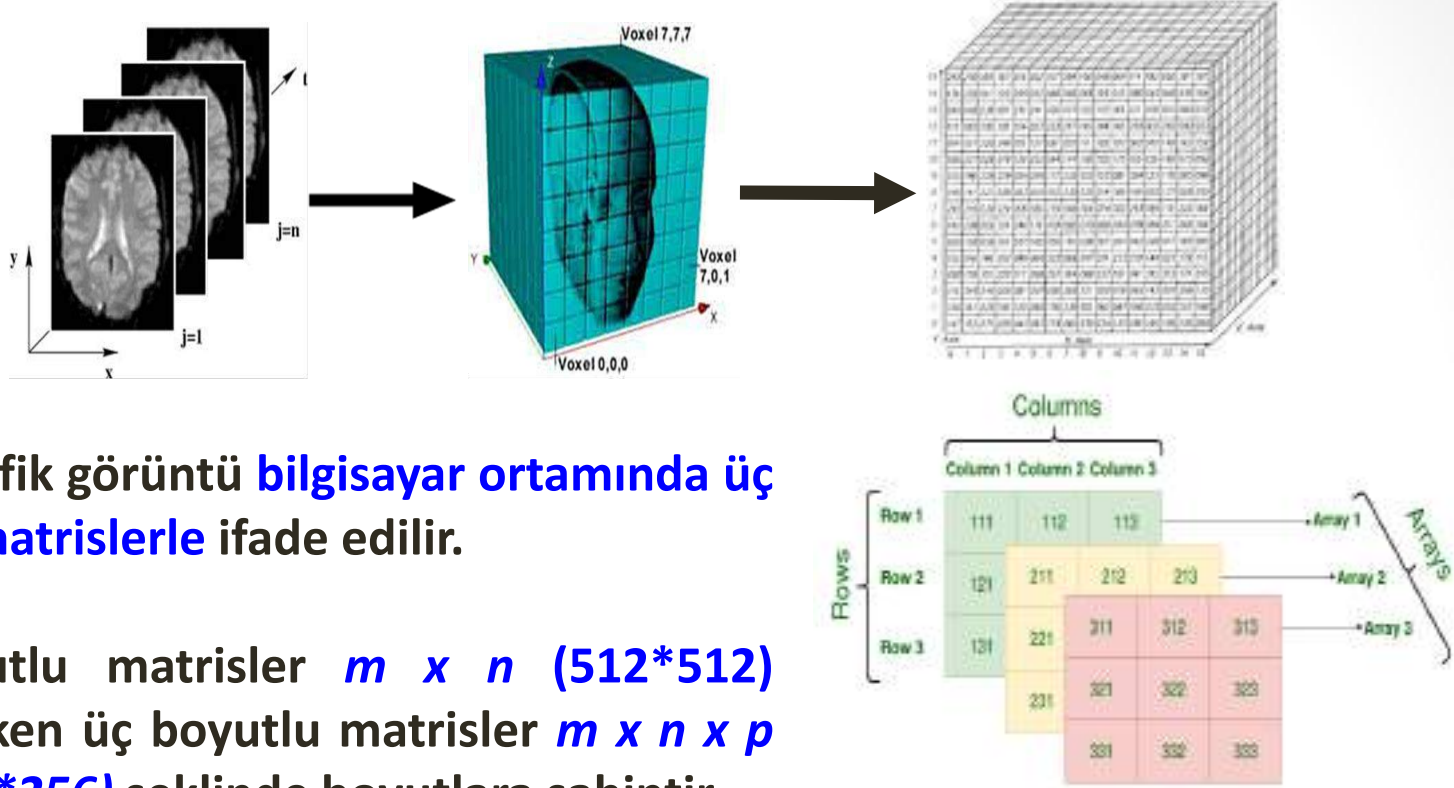
# Tomografik Görüntü Nedir?



• Tomografik görüntü **iki boyutlu projeksiyon görüntülerinden**, bilgisayar algoritmalarıyla **üç boyutlu kesit görüntünün** oluşturulmasıyla elde edilen görüntüdür. İki boyutlu projeksiyonların yeniden birleştirilmesi (rekonstrüksiyonu) sonucunda **3 boyutlu tomografik kesit görüntü** elde edilir.

• **Voksel** bir tomografik görüntüdeki **en küçük hacim elemanıdır**. Voksel; 'volüme element' (hacim elemanı)'nın kısaltmasıdır.

# Tomografik görüntünün özellikleri

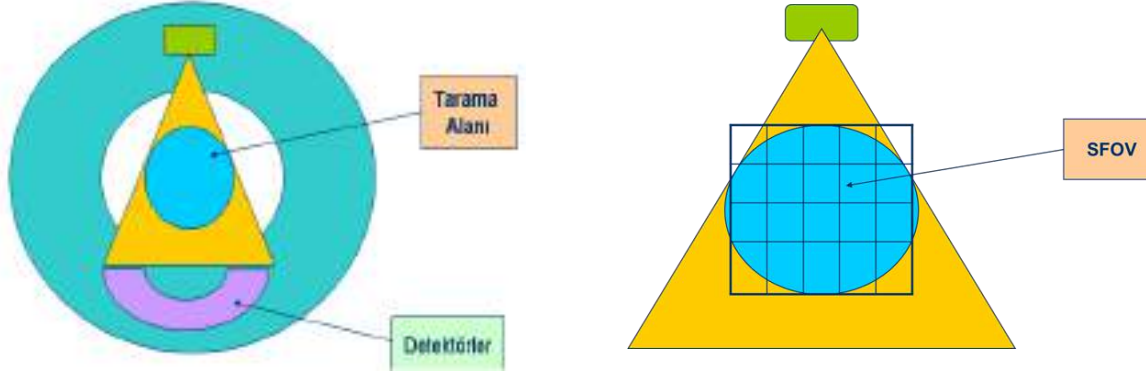


- Tomografik görüntü **bilgisayar ortamında üç boyutlu matrislerle** ifade edilir.
- İki boyutlu matrisler  $m \times n$  ( $512 \times 512$ ) boyutlu iken üç boyutlu matrisler  $m \times n \times p$  ( $512 \times 512 \times 256$ ) şeklinde boyutlara sahiptir.
- Üç boyutlu matrislerden oluşan görüntüler, **axial, sagittal ve coronal** düzlemlerde farklı görünümlere sahiptir.



# Tomografik görüntü kavramları

## Tarama/Görüş Alanı (Field of View, FOV )



**FOV**; görüntülenecek alanının büyüklüğünü gösteren bir parametredir (250 x 250 mm gibi). Kare şekilli bir alanı ifade eder ve incelenecek olan objenin boyutuna göre operatör tarafından ayarlanabilir.

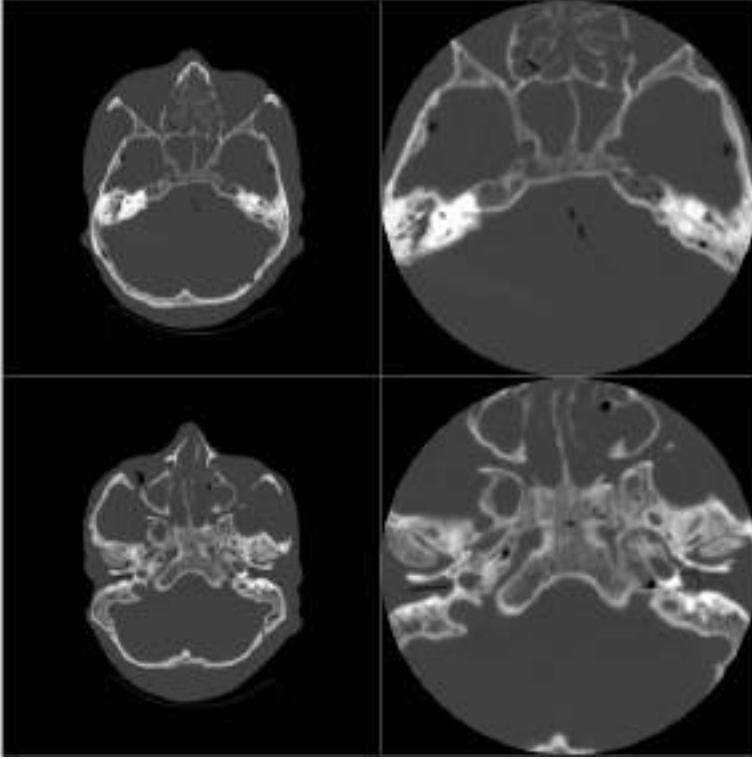
FOV, beyin BT taramaları için **tipik olarak 250 mm'dir**, ancak vücut görüntülemesi için 500 mm'ye kadar büyük olabilir.

İki boyutlu **projeksiyon matrisi** cihazın teknolojisine göre 256x256, 512x512 veya 1024x1024 boyutlarında olabilir.

**FOV** büyüdükçe, **sabit matris** içindeki **piksel boyutları büyüyeceğinden** **rezolüsyon azalır**.

# Tomografik görüntü kavramları

## Tarama/Görüş Alanı (Field of View, FOV )



Sol sütunda tüm beyni kapsayan **25 cm FOV** ile geri çatılmış görüntüler görülürken, sağdaki sütunda **12,5 cm FOV** ile yakınlaştırılmış bir kafatası görüntüleri görülmektedir.

**FOV küçüldükçe**, sabit matris (512\*512 gibi) içindeki **piksel boyutları küçüleceğinden rezolüsyon artacaktır.**

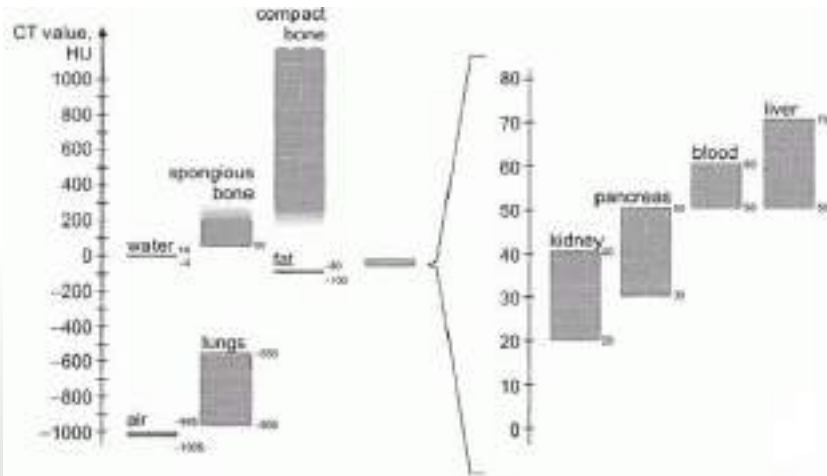
**SFOV (Scan FOV):** Tomografik tarama esnasındaki ölçülen alan.

**DFOV (Display FOV):** Çekim sonrası monitörde görüntülenen alandır.

**DFOV  $\leq$  SFOV** (DFOV, SFOV'dan büyük olamaz).

# Tomografik görüntü kavramları

- BT görüntülerindeki hacim elemanları organizmayı geçen **X-ışınının zayıflamasını** gösteren **sayısal bir değer** taşır.
- Her vokselde hesaplanan X-ışını zayıflatma değerini **standart bir sayı ile belirtmek amacıyla Hounsfield skalası** şeklinde bir referans sistemi kullanılır. **Hounsfield skalası, “Hounsfield unit (HU)”** olarak adlandırılan **+1000 ila -1000** arasında sayısal değerler alır.
- Bu skalaya göre **su için zayıtlama değeri sıfır**, **kemik doku için 1000**, **hava için -1000** olarak kabul edilmiştir, **yağ dokusu ve hava skalanın negatif**, **yumuşak dokular, kan ve kemik pozitif** yönünde yer alır.



CT Number Ranges in Hounsfield Units (HU)	
Bone	+1000
White matter	+20 to 30
Muscle	+20 to 40
Gray matter	+30 to 40
Hemorrhage	+65 to +95
CSF (water)	0
Fat	-30 to -70
Air	-1000

# Tomografik görüntü kavramları

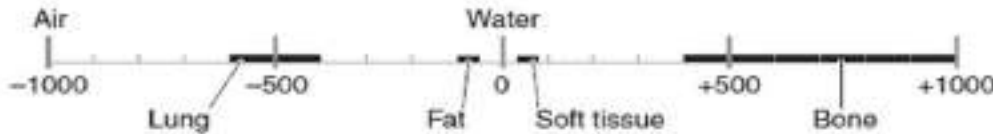
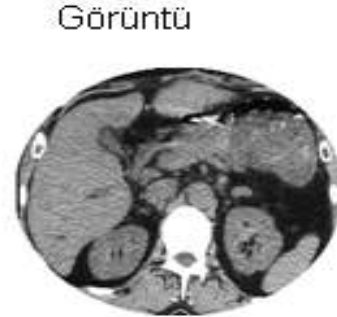
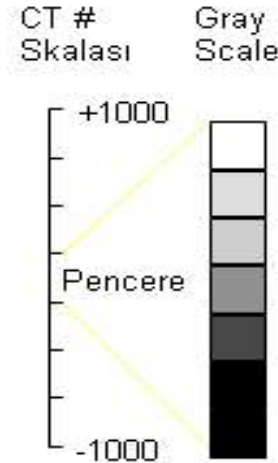
## Sayısal Görüntünün HU Numaralarına Çevrilmesi

Hafızadaki Görüntü

0	0	0	0	0	0	0	0
0	33	20	0	65	53	32	0
1	90	32	13	44	24	31	0
0	50	52	67	77	98	14	0
0	23	81	3	54	53	11	10
0	22	42	3	70	74	51	0
0	34	21	71	62	41	30	7
0	0	21	0	0	0	0	0

$\mu$  Değerleri

$$\text{CT numarası (HU)} = \frac{\mu_{\text{doku}} - \mu_{\text{su}}}{\mu_{\text{su}}} * 1000$$



Bone	+400 → +1000
Soft tissue	+40 → +80
Water	0
Fat	-60 → -100
Lung	-400 → -600
Air	-1000

CT numaraları, her hacim elemanında, doku azalım katsayılarını suyun azalım katsayısına göre bağıl olarak hesaplanır.

# Tomografik görüntü kavramları

- **Hounsfield Unit Hesaplama Örneği**
- Zayıflama katsayısı  $0.05 \text{ cm}^{-1}$  olan yandaki voksel için CT numarasını hesaplayalım. Zayıflama katsayıları su için  $0.1 \text{ cm}^{-1}$  ve hava için  $0 \text{ cm}^{-1}$ 'dir.

$$\text{CT Number} = \frac{(\mu_{\text{tissue}} - \mu_{\text{water}})}{\mu_{\text{water}}} 1000$$

**Su için CT katsayısı:**

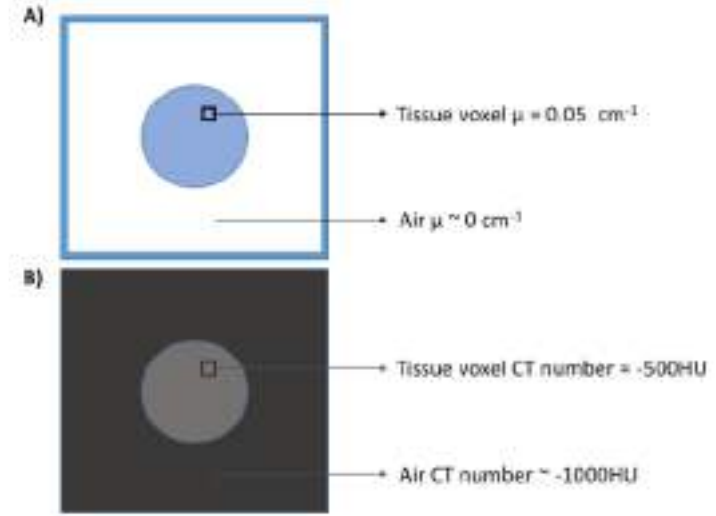
$$\text{CT Number}_{\text{Su}} = \frac{0.1 - 0.1}{0.1} 1000 = \frac{0}{0.1} 1000 = 0 \text{HU}$$

**Hava için CT katsayısı:**

$$\text{CT Number}_{\text{Hava}} = \frac{0 - 0.1}{0.1} 1000 = \frac{-0.1}{0.1} 1000 = -1000 \text{HU}$$

**Örnekteki doku için CT katsayısı:**

$$\text{CT Number}_{\text{Doku}} = \frac{0.05 - 0.1}{0.1} 1000 = \frac{-0.05}{0.1} 1000 = -500 \text{HU}$$



Bu işlem tomografik görüntüdeki her piksel için yapılır ve ardından CT numaralarına göre görüntünün gri seviye değerleri hesaplanır.

# Tomografik görüntü kavramları

## Pencereleme (Windowing)

- Bilgisayarda izlediğimiz görüntü **renkle kodlanmış** bir haritadır (matris). Bu haritanın **renklendirme kriterlerini değiştirerek** belli bir doku bölgesini kapsayan  **pencere (windowing)** incelenebilir.
- İnsan gözü **20 adet gri tonu ayırt** edebilir. Pencerelemede amaç, **siyahtan beyaza dek değişen bir spektrumda yaklaşık 20 ton ayırt** edebilen bir insan gözünün Hounsfield skalasındaki **-1000, +1000 aralığında istediği oluşumları seçmesini** sağlamaktır.
- Tomografi sistemi, x-ışını zayıflatma (attenüasyon) değerini **en yüksek piksellere beyaz renk, en düşük piksellere ise siyah renk** tekabül edecek şekilde renklendirir.
- Elimizdeki **gri tonlarla** tüm skalayı boyamak istersek **2000 Hounsfield Ünitlik bir spektrumda** her bir **100 ünite** için **bir gri ton** kullanılacak demektir.
- Bu da **hemen hemen tümü 30-100 HÜ aralığına düşen yumuşak dokuların birbirinden ayırt edilememesinde yol açacaktır.** Bu nedenle, gri renk skalasının oluşumların birbirinden ayırt edilmesini kolaylaştıracak şekilde kullanılması gerekmektedir.

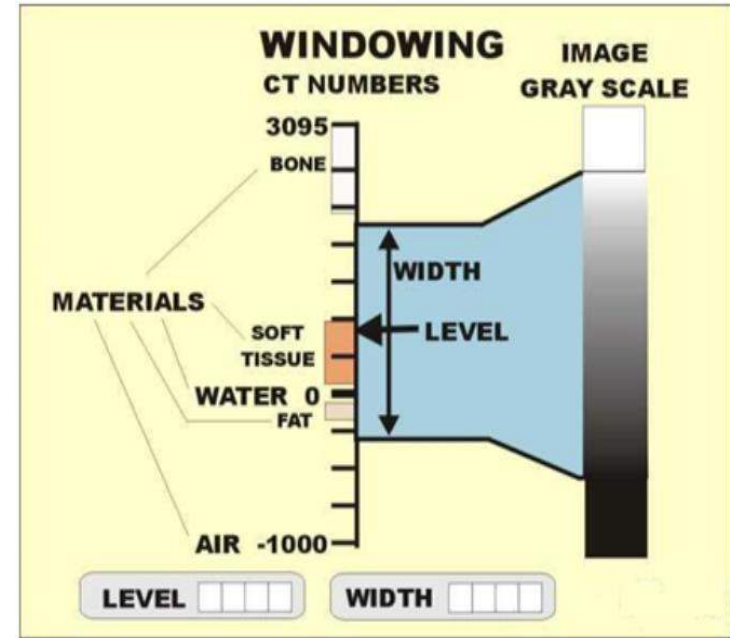
# Tomografik görüntü kavramları

## Pencereleme (Windowing)

Pencerelemede;  **pencere genişliği 'window width'**  ve  **pencere seviyesi 'window level'**  olmak üzere  **ayarlanabilen iki parametre**  vardır. Pencere  **genişliği**  görmek istediğimiz oluşumların  **HÜ değerlerini içine alıp**  ilgilenmediklerimizi  **dışarıda bırakacak şekilde seçilen bir Hounsfield bandıdır. Pencere seviyesi**  seçtiğimiz pencere genişliğinin  **orta noktasıdır.**

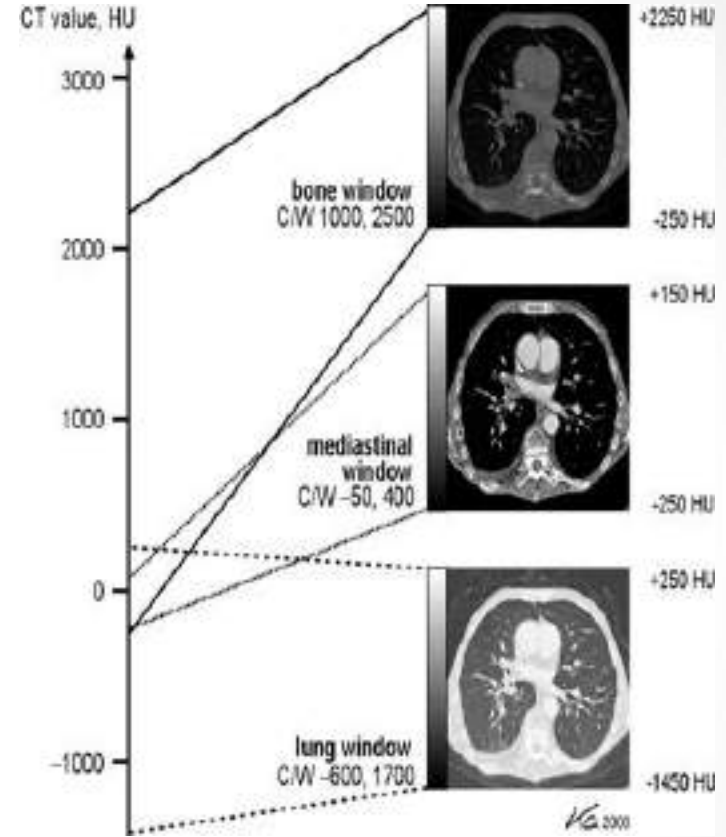
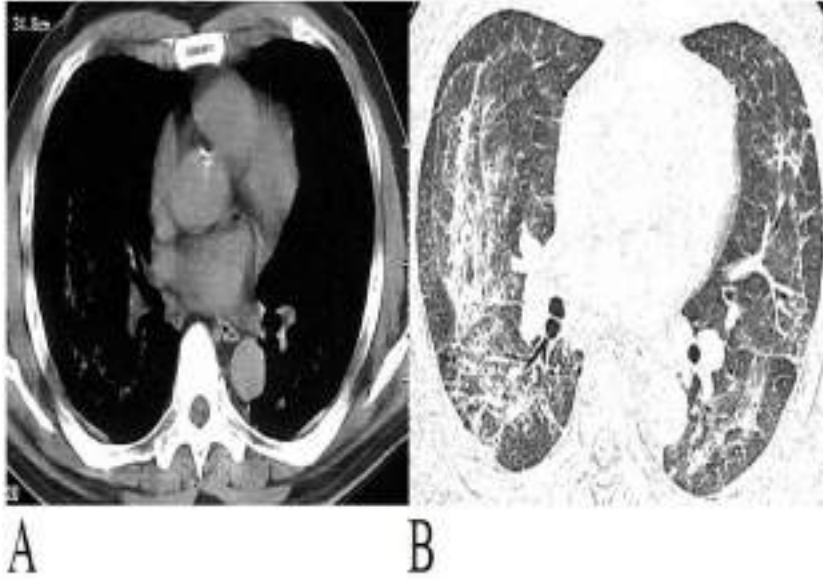
**Örnek:** BT'de  **-50 ile +150 HÜ**  arasındaki oluşumları görmek istersek,  **pencere genişliği  $50+150=200$  HÜ,**   **pencere seviyesi**  ise bunların orta noktası  **$-50+150/2=+50$  HÜ**  olmalıdır.

Parametrelerin bu şekilde seçilmesiyle  **her bir (200/20=10) 10 ünite için ayrı bir gri ton**  kullanılacağından, x-ışınını birbirinden farklı zayıflatan doku ve oluşumların hepsi ( **-50 ve +150 arasındaki ) farklı bir gri seviye değeri**  ile temsil edilebilir.





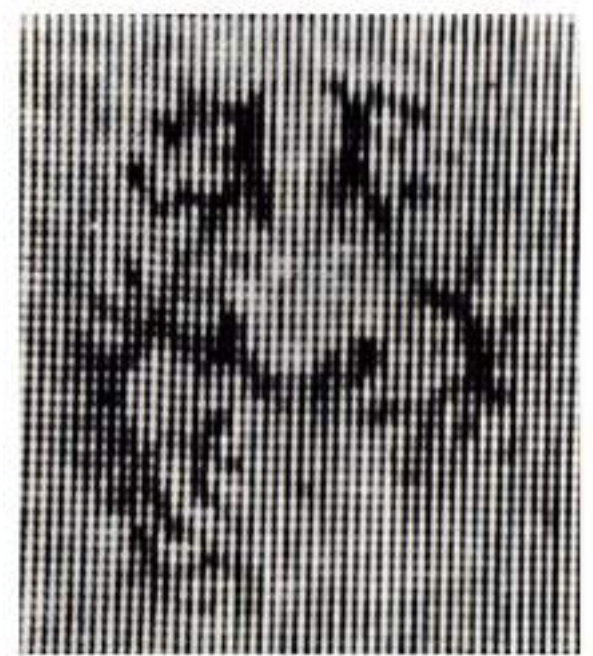
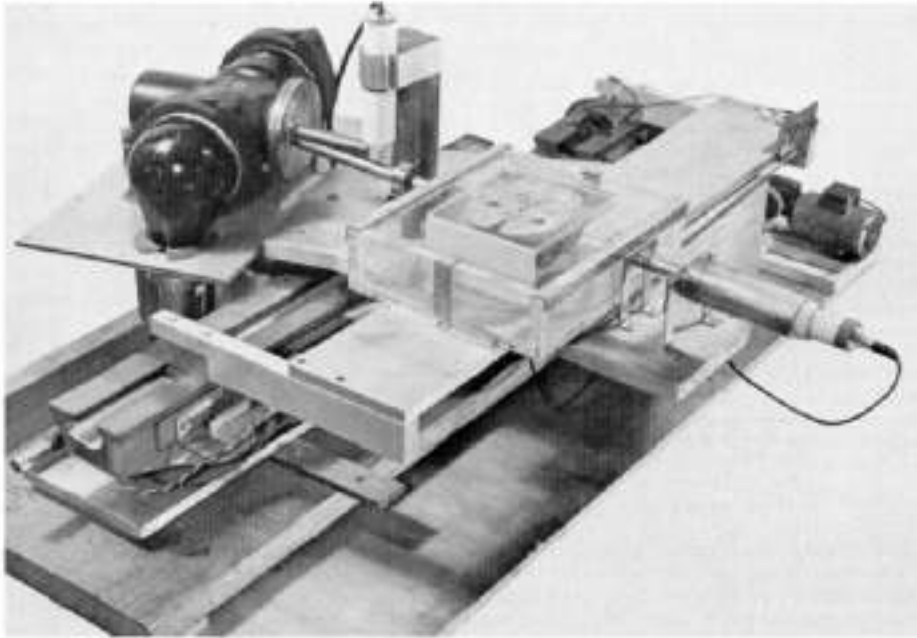
# Tomografik görüntü kavramları



**A:** Pencere genişlik ve seviyesi mediasten, kemik ve toraks duvarı yumuşak dokuları izleyebildiğimiz şekilde ayarlanmış.

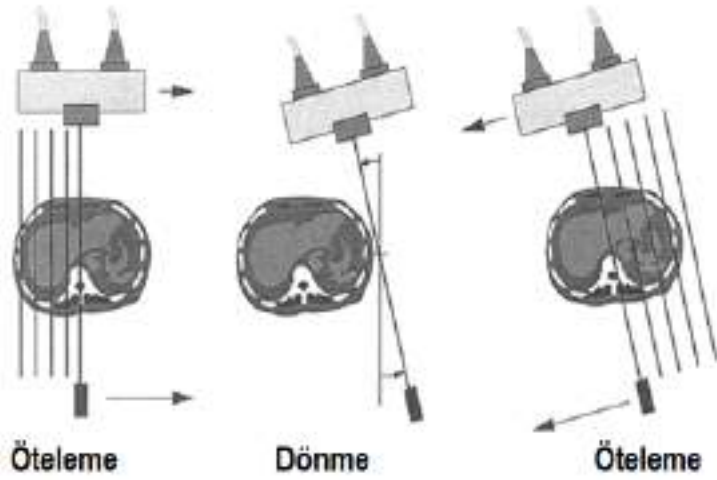
**B:** Pencere genişlik ve seviyesi akciğer parankimini değerlendirebilecek şekilde ayarlanmış.

# Bilgisayarlı tomografide görüntü oluşumu



Hounsfield'in Geliştirdiği BT

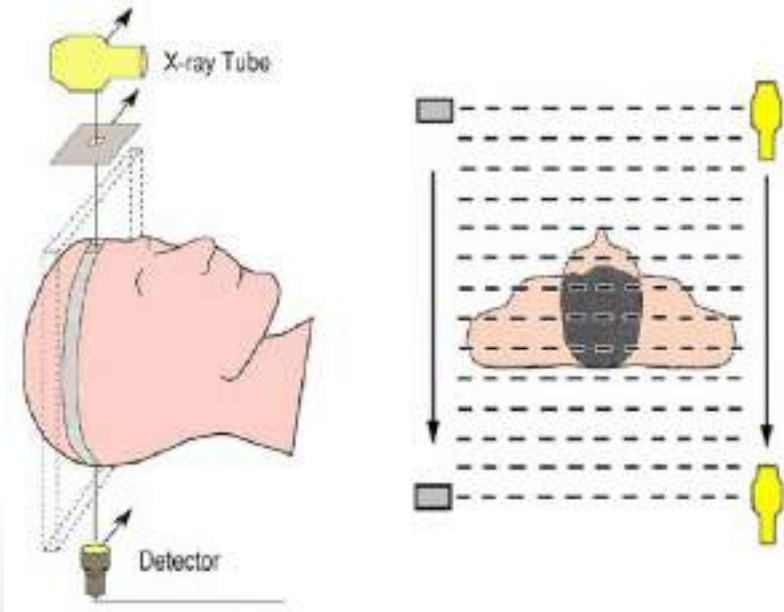
# Bilgisayarlı tomografide görüntü oluşumu



İlk nesil BT'lerde **öteleme ve dönme** hareketleri sonucunda **iki boyutlu projeksiyon (izdüşüm)** görüntüler elde edilir.

Her bir öteleme ve dönme hareketleriyle **iki boyutlu projeksiyon (izdüşüm)** için gerekli bilgiler toplanır.

Üç boyutlu tomografik görüntü ise **bilgisayarda farklı geri çatma (reconstruction) algoritmaları** ile elde edilir.



# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

- Tomografik görüntünün **yeniden elde edilmesi (reconstruction)** maksadıyla birçok **matematiksel algoritma (yöntem)** kullanılmıştır.

## **Yinelemeli (Iterative) Yöntemler**

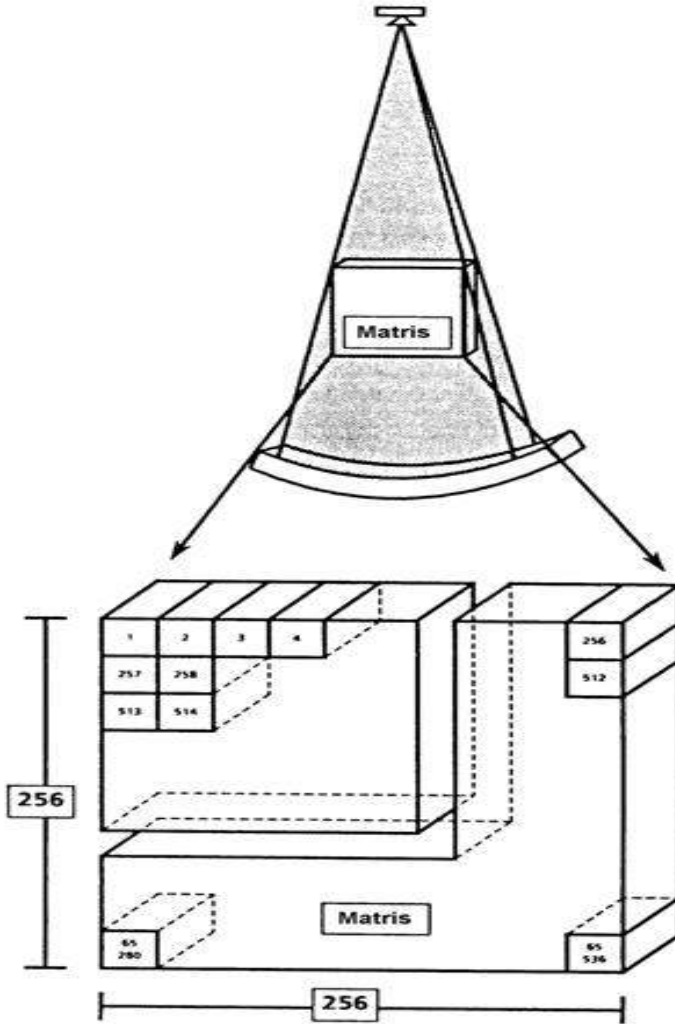
- **Cebirsel Yineleme Tekniği (CYT), (Algebraic Reconstruction Technique-ART)**
- **Yinelemeli En Küçük Kareler Tekniği (Iterative Least Square Technique)**
- **Eşzamanlı Yinelemeli Geriçatma Tekniği (Simultaneous Iterative Reconstruction Technique)**

## **Analitik Yöntemler**

- **İki Boyutlu Fourier Dönüşüm Yöntemi (2D Fourier Transform Technique)**
- **Geri İzdüşüm Yöntemi (Back Projection Technique)**
- **Süzgeçlenmiş Ters İzdüşüm Yöntemi (Filtered Back Projection Technique)**
- **Katlanma-Geri İzdüşüm (Convolution-Back Projection) Yöntemi**

# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

Tomografide görüntünün matris biçiminde oluşturulması



# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

## Cebirsel Yineleme Tekniği (CYT)

Bu yöntemde başlangıçta matrisin bütün elemanları sıfır kabul edilerek aşağıdaki denklem yardımı ile peş peşe yaklaşımlar yapılarak matrisin gerçek değerleri hesaplanır.

$$f_{ij}^{q+1} = f_{ij}^q + \frac{g_j - \sum_{i=1}^N f_{ij}^q}{N}$$

Bu formülde;

$f_{ij}$  : Hesaplanacak eleman

$q$  : Yaklaşım (yineleme) sayısı

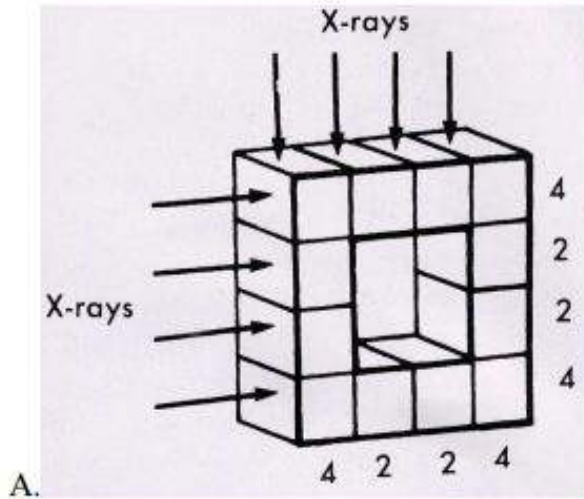
$N$ : Eleman sayısı

$g_j$  : Ölçülen izdüşüm

$\sum_{i=1}^N f_{ij}^q$  :Yinelenecek eleman

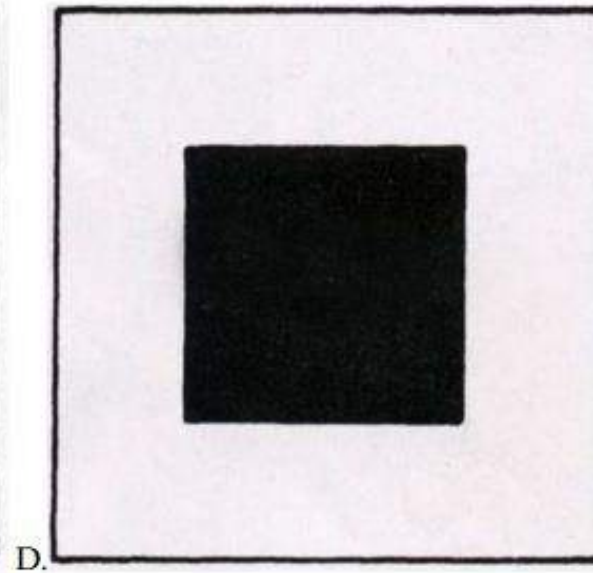
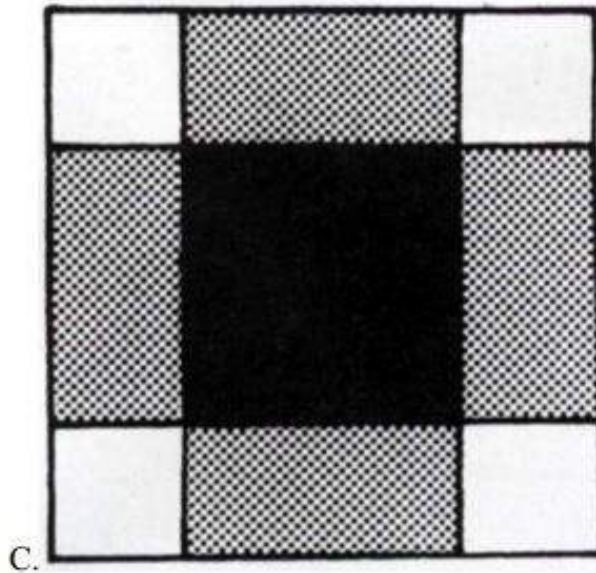


# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu



B.

8	6	6	8
6	4	4	6
6	4	4	6
8	6	6	8





# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

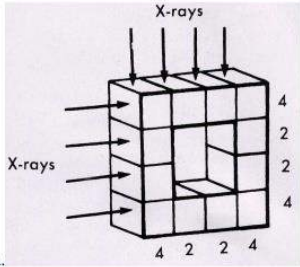
Şekildeki obje-bir iç yapıyı temsil edecek şekilde **merkezdeki 4 tanesi kaldırılmış- eşit bloklardan oluşturulmuştur.**

Her **satır ve sütundan bir x-ışın demeti geçirildiğini ve soğurulan radyasyonun ölçüldüğünü** farz edelim.

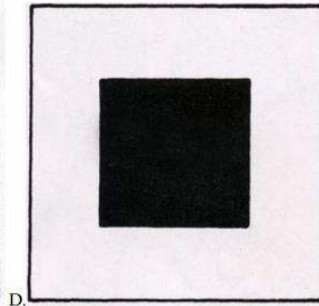
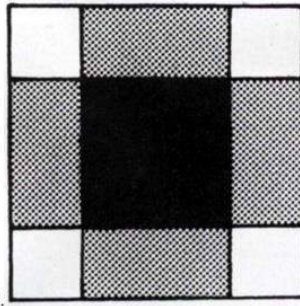
Her blok aynı özellikte olduğundan **ölçülen zayıflama her sütundaki blok sayısı ile doğru orantılıdır.**

Sonra **bu zayıflama ölçümlerini**, objenin sayısal bir görüntüsünü oluşturmak için **toplayalım.**

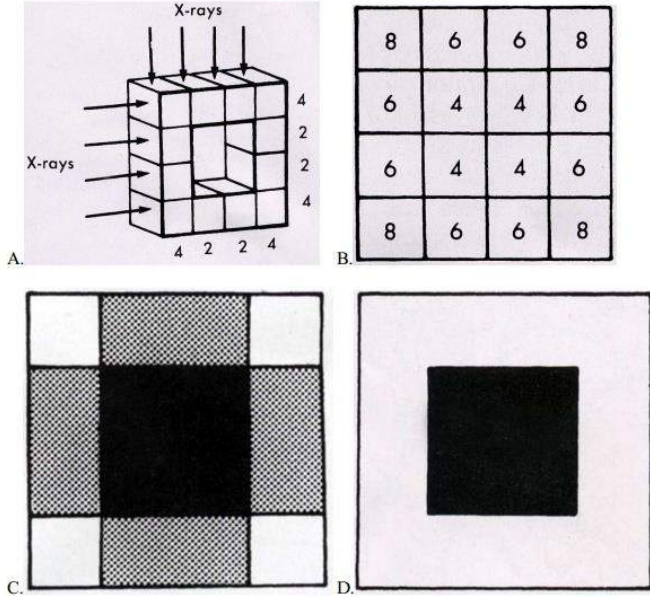
Bir sonraki aşamada **tablodaki numaralara bir gri skala atarsak ve büyük sayıları grinin daha açık tonları ile, küçük sayıları daha koyu tonları ile ifade edersek üçüncü şekli elde ederiz.**



8	6	6	8
6	4	4	6
6	4	4	6
8	6	6	8



# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu



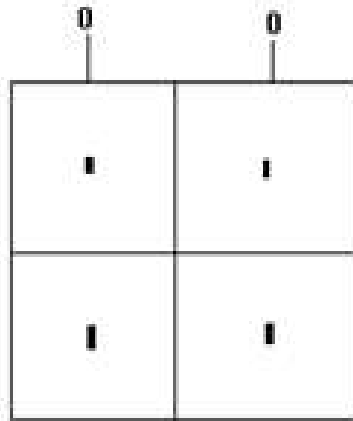
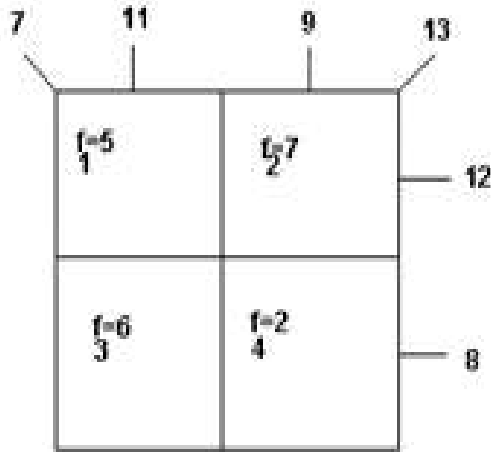
Bu şekli, belli alanları daha çok vurgulayacak şekilde düzenleyebiliriz.

Örneğin gri skalayı sadece siyah ve beyaz renkler içerecek şekilde daraltıp, 4 ve daha küçük zayıflama katsayılı blokları siyah ve 4'ün üzerini beyaz olarak (pencereleme) ifade edersek son görüntü oluşur.

Bilgisayarlı Tomografide bu görüntü matrisini elde etme yöntemi daha karmaşık ve elde edilen projeksiyonların sayısı çok daha fazla olmakla birlikte CYT ile görüntü elde etmede temel prensip aynıdır.

# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

CYT tekniği için sayısal bir örnek

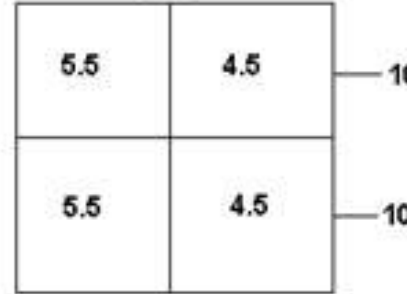


Dikey Işınlr

$$f_1^1 = f_1^1 = 0 + \frac{11-0}{2} = 5.5$$

$$f_2^1 = f_1^1 = 0 + \frac{9-0}{2} = 4.5$$

Yatay Işınlr



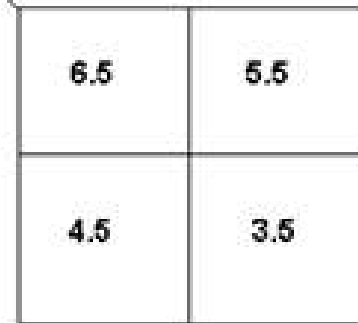
$$f_1^2 = 5.5 + \frac{12-10}{2} = 6.5$$

$$f_3^2 = 5.5 + \frac{8-10}{2} = 5.5$$

$$f_2^2 = 4.5 + \frac{12-10}{2} = 4.5$$

$$f_4^2 = 4.5 + \frac{8-10}{2} = 3.5$$

Köşegen Işınlr



$$f_1^3 = 6.5 + \frac{7-10}{2} = 5$$

$$f_2^3 = 5.5 + \frac{13-10}{2} = 7$$

$$f_4^3 = 3.5 + \frac{7-10}{2} = 2$$

$$f_3^3 = 4.5 + \frac{13-10}{2} = 6$$

Matristeki piksel değerlerinin cebirsel yineleme yöntemiyle hesaplanması.

# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

## Ödev

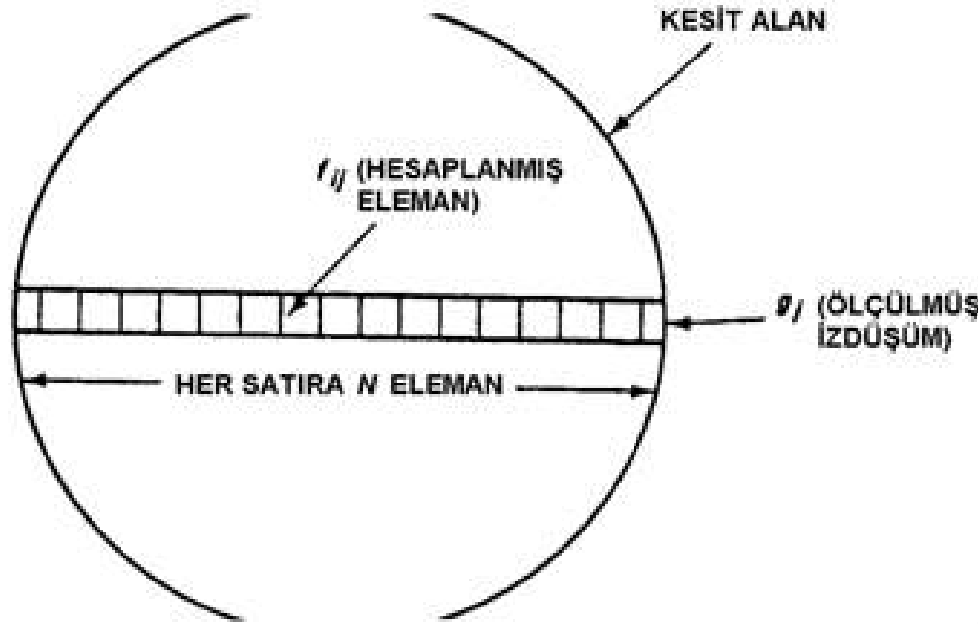
Aşağıda izdüşüm değerleri verilmiş bir matrisin elemanlarını, Cebirsel Yineleme Tekniğini kullanarak bulunuz.

14	22	18	26
$f_1=?$	$f_2=?$	24	
$f_3=?$	$f_4=?$	16	

# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

4/8/2020

Tıbbi Görüntüleme Sistemlerinin Temelleri



Bu tekniğe Toplamsal (Additive) CYT denilmektedir. Matris elemanlarını aynı biçimde **Çarpımsal (Multiplicative) CYT** ile de hesaplamak mümkündür.

$$f = \frac{g_j}{\sum_{i=1}^N f_{ij}^q} f_{ij}^q$$

# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

Bu yöntemlerin **çok yavaş olması, peş peşe birçok yaklaşım ve işlem gerektirmesi ve hata payının çok olması** nedeniyle günümüzde bu yöntemlerden vazgeçilmiştir.

Günümüzdeki bilgisayarlı tomografilerde görüntüler **daha hızlı ve daha net görüntüler elde edilmesi** nedeniyle analitik yöntemler kullanılmaktadır.

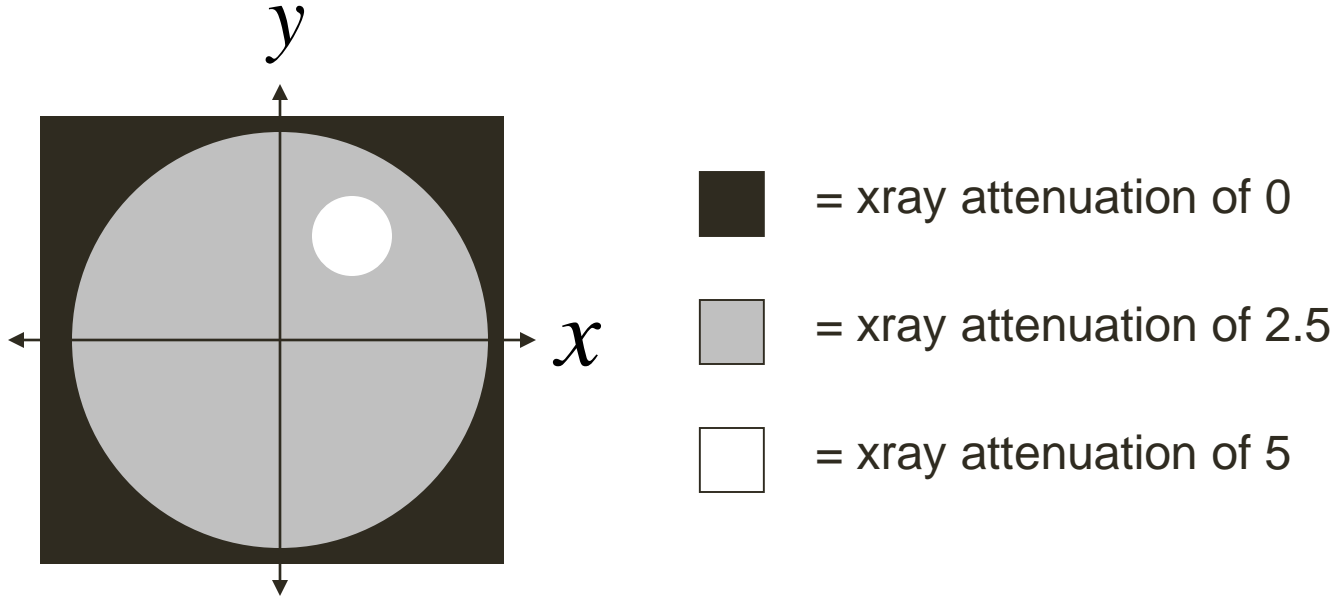
Görüntüler genellikle;

**Süzgeçlenmiş Ters İzdüşüm Yöntemi** (Filtered Back Projection Technique) eya

**Katlama - Ters İzdüşüm** (Convolution - Back Projection) Yöntemi ile oluşturulmaktadır.

# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

## Ters İzdüşüm Yöntemi - Örnek

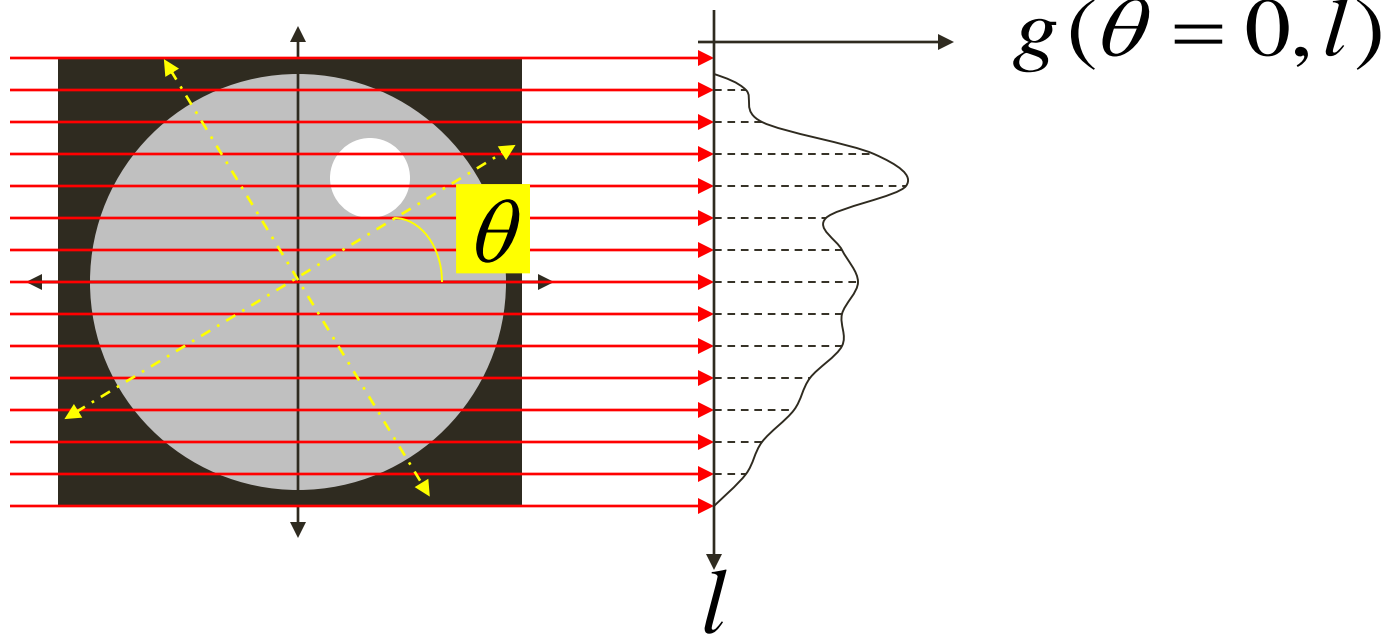




# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

## Ters İzdüşüm Yöntemi - Örnek

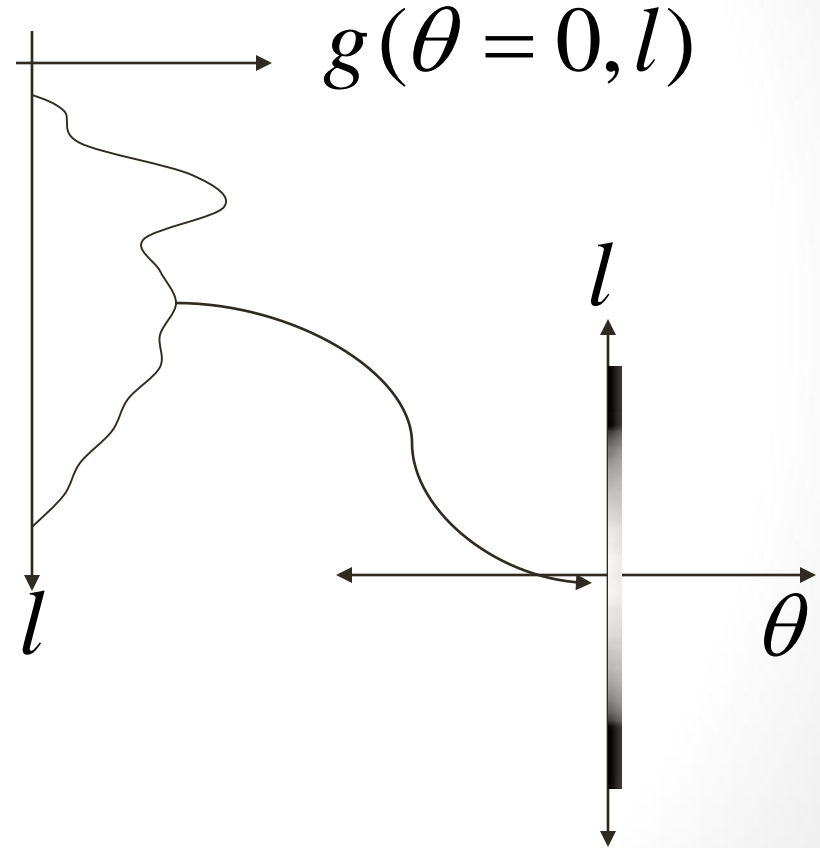
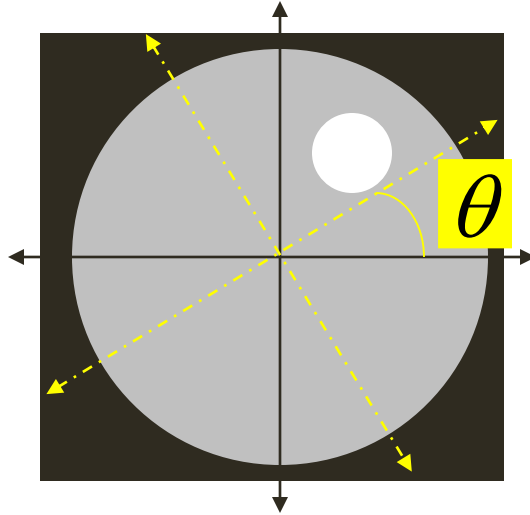
İlk projeksiyon



# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

## Ters İzdüşüm Yöntemi - Örnek

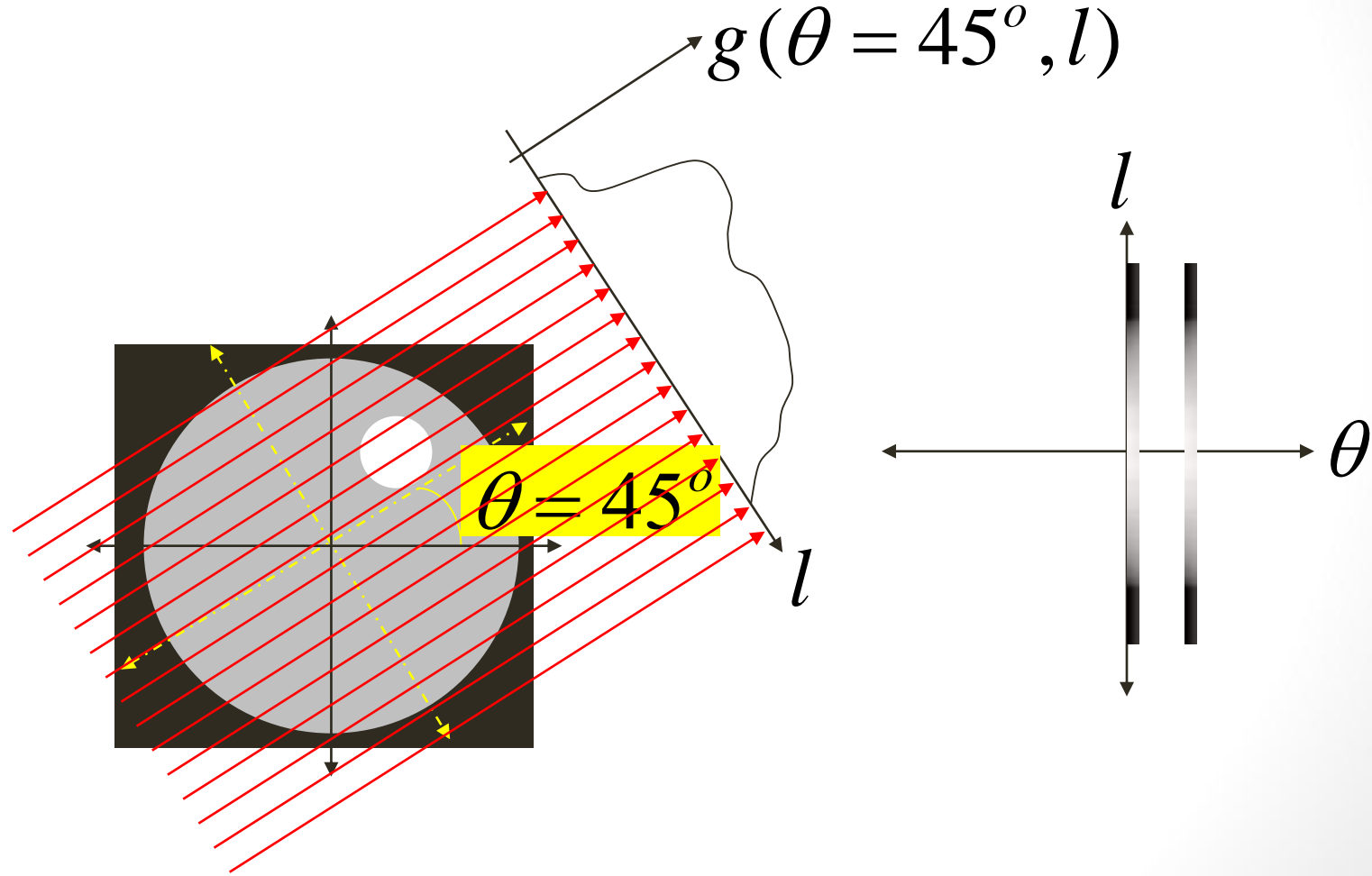
İlk projeksiyon



# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

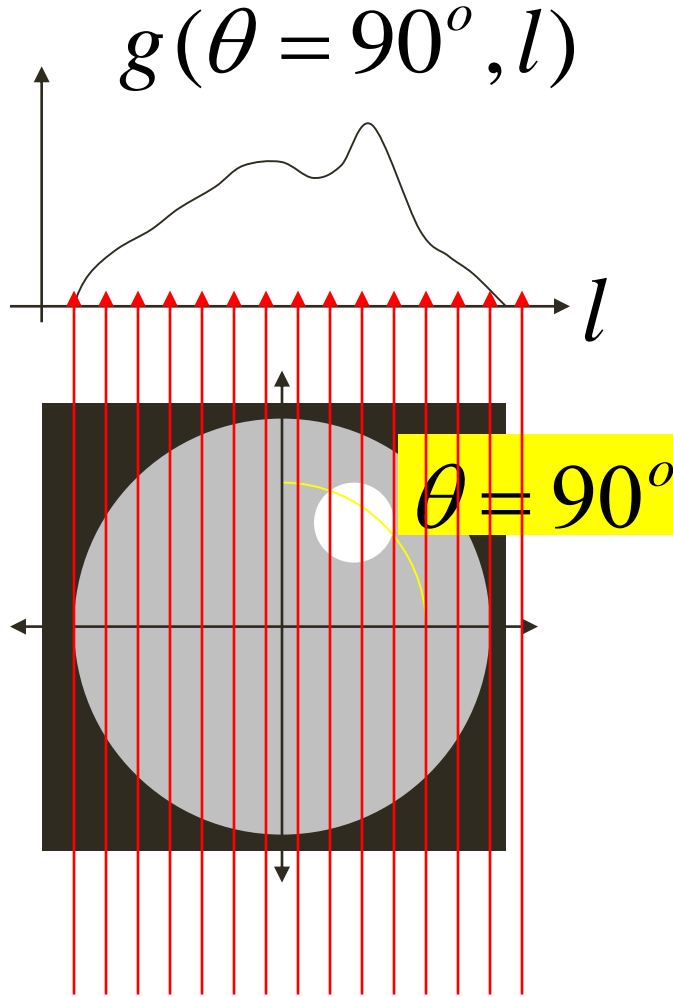
## Ters İzdüşüm Yöntemi - Örnek

Dönme hareketi ve bir başka projeksiyon

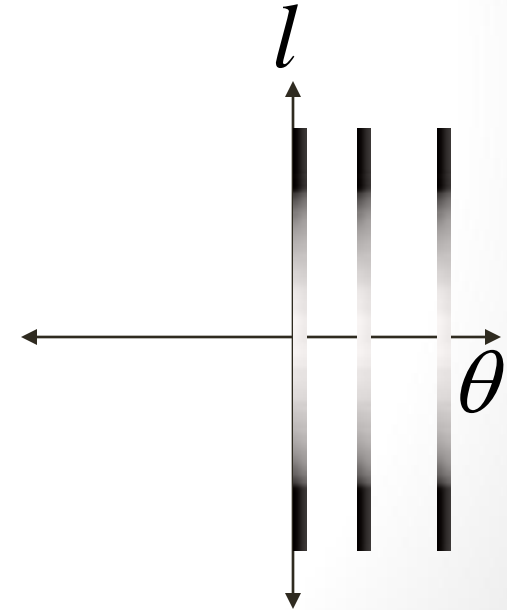


# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

## Ters İzdüşüm Yöntemi - Örnek

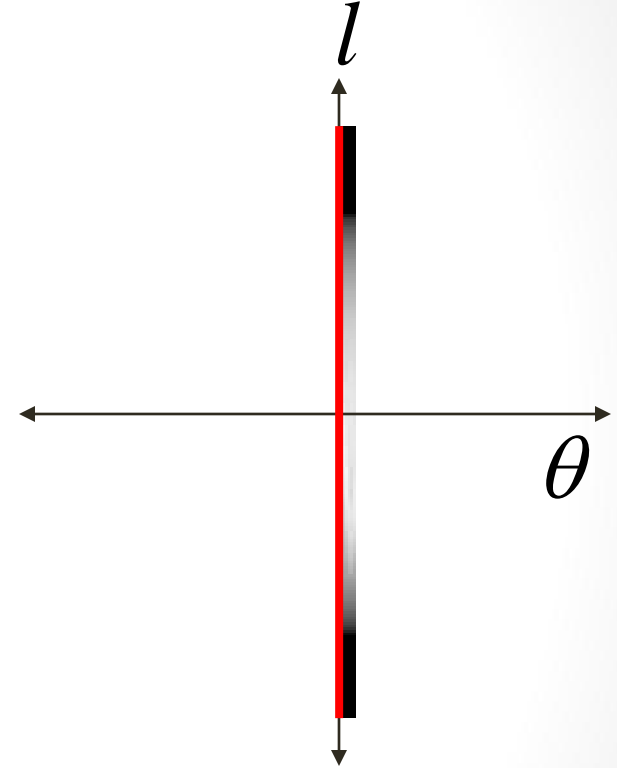
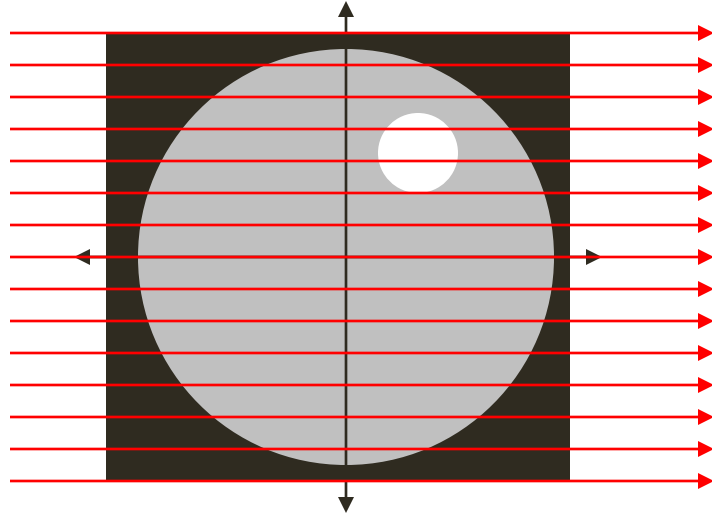


Dönme hareketi ve bir başka projeksiyon



# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

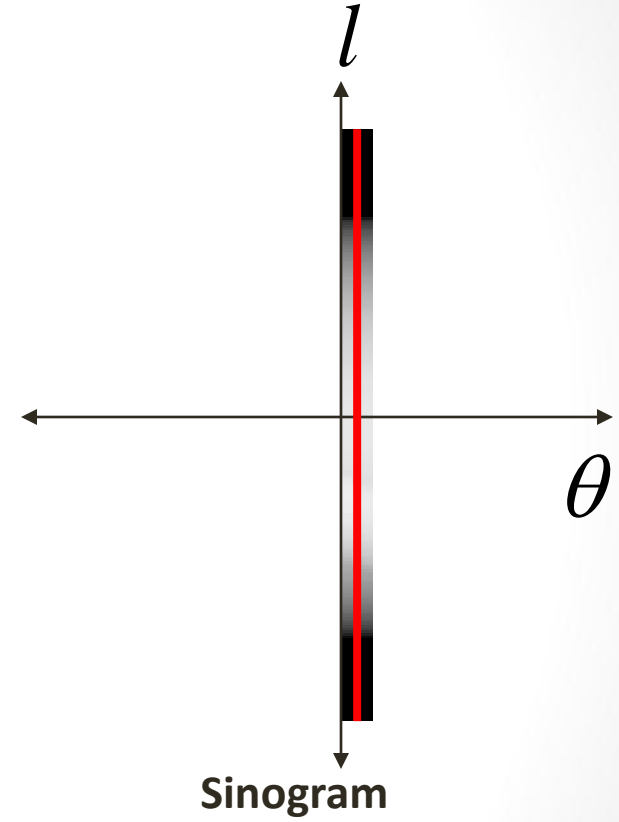
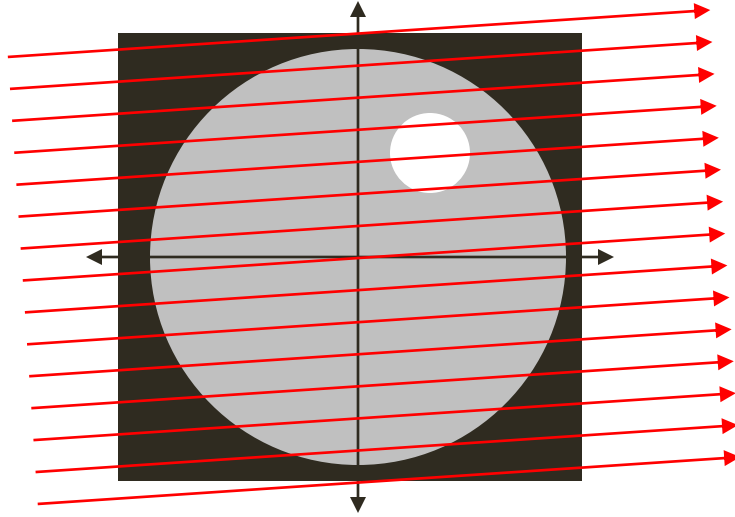
## Ters İzdüşüm Yöntemi - Örnek



Fourier bölgesinde oluşan yandaki şekle sinogram adı verilir.

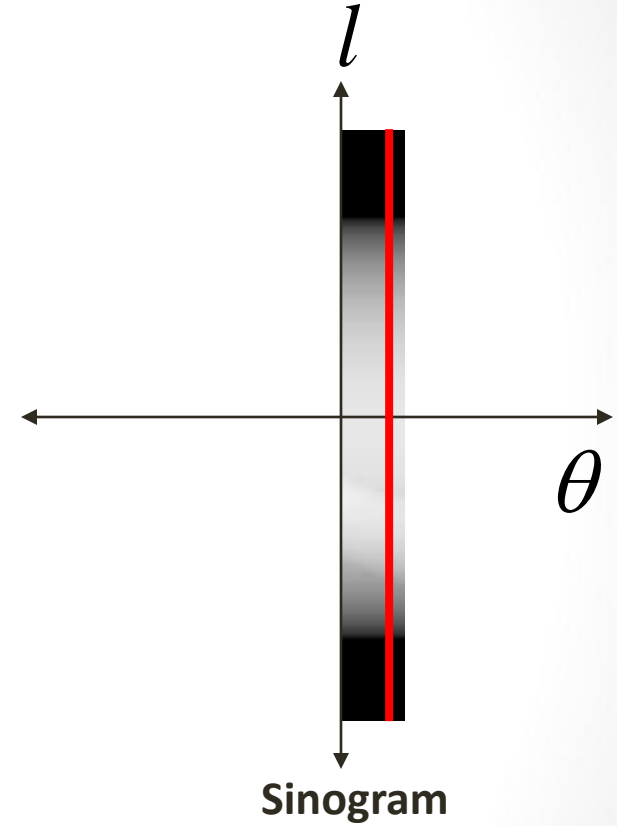
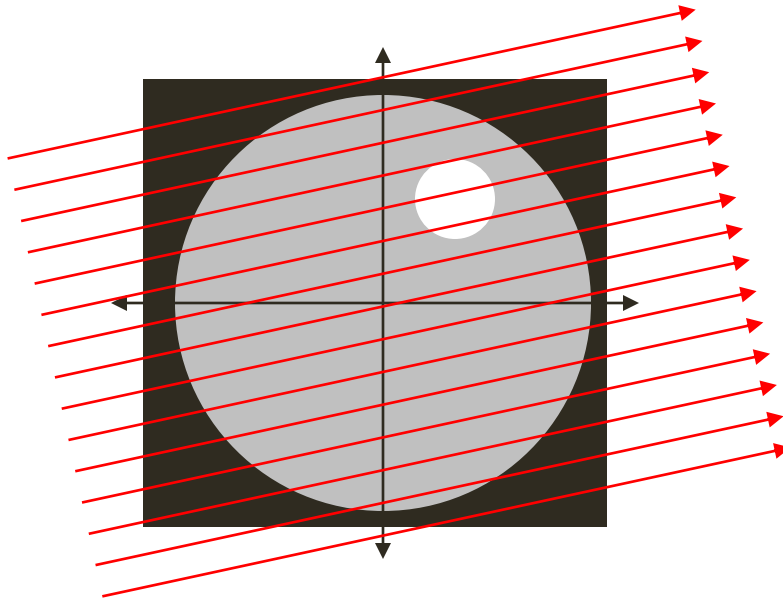
# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

## Ters İzdüşüm Yöntemi - Örnek



# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

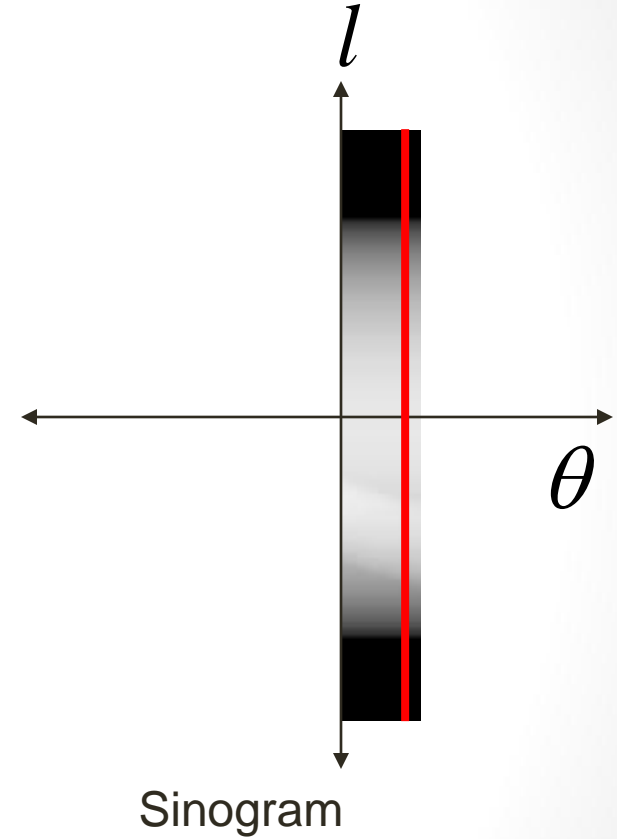
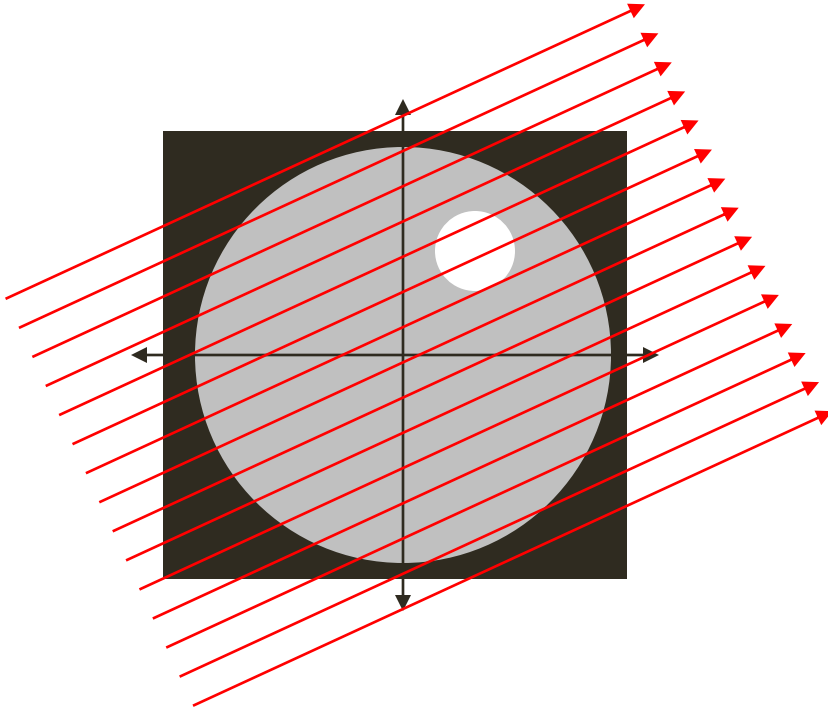
## Ters İzdüşüm Yöntemi - Örnek





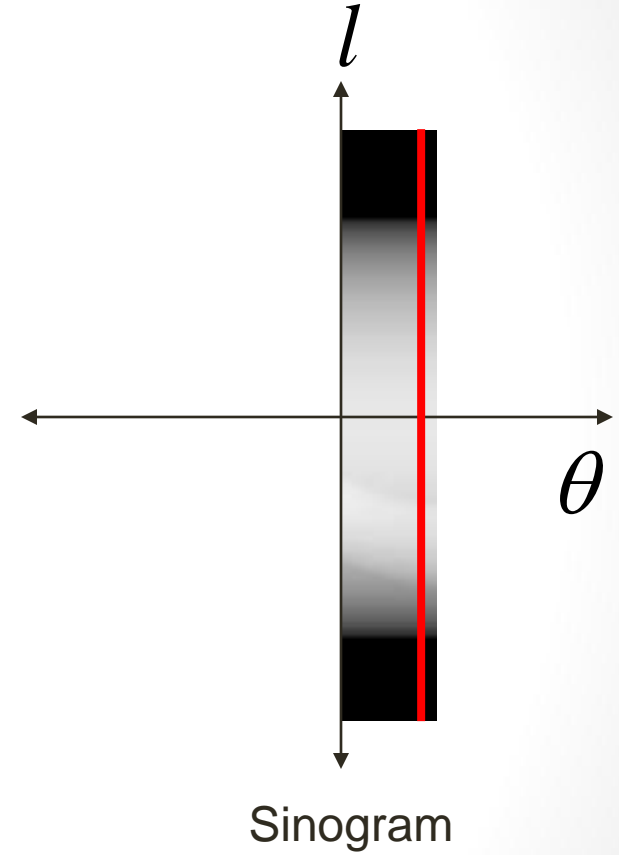
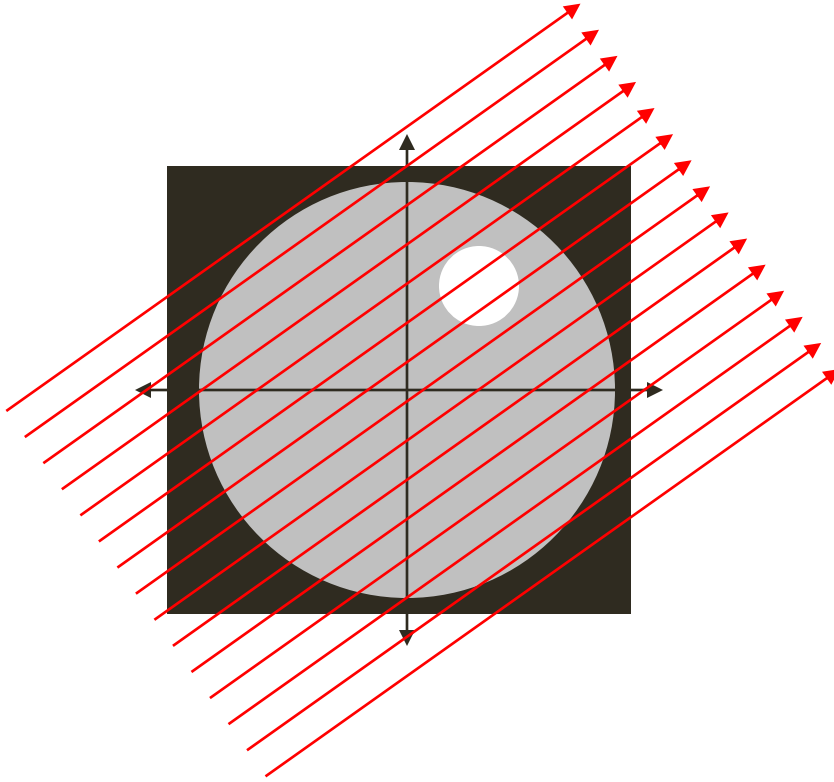
# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

## Ters İzdüşüm Yöntemi - Örnek



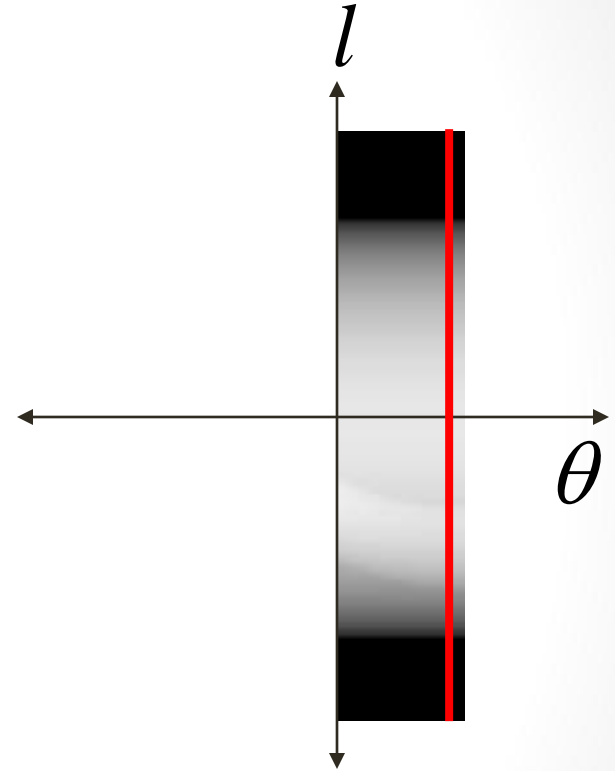
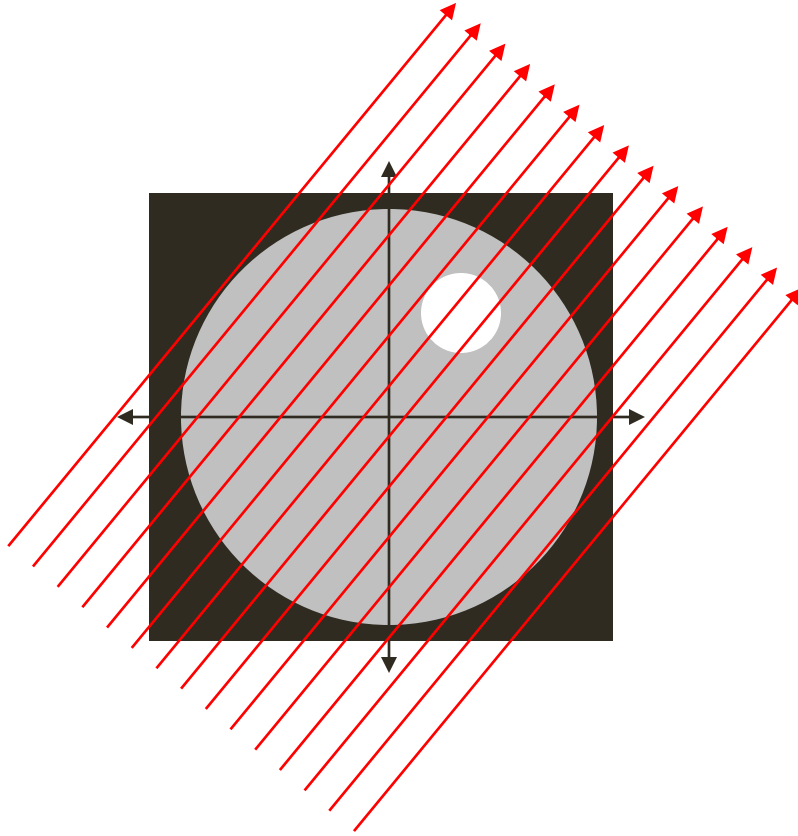
# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

## Ters İzdüşüm Yöntemi - Örnek



# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

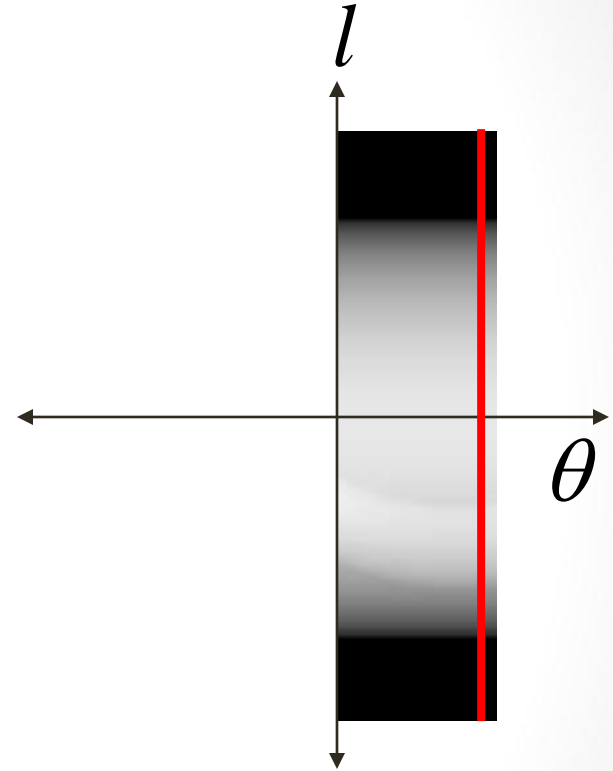
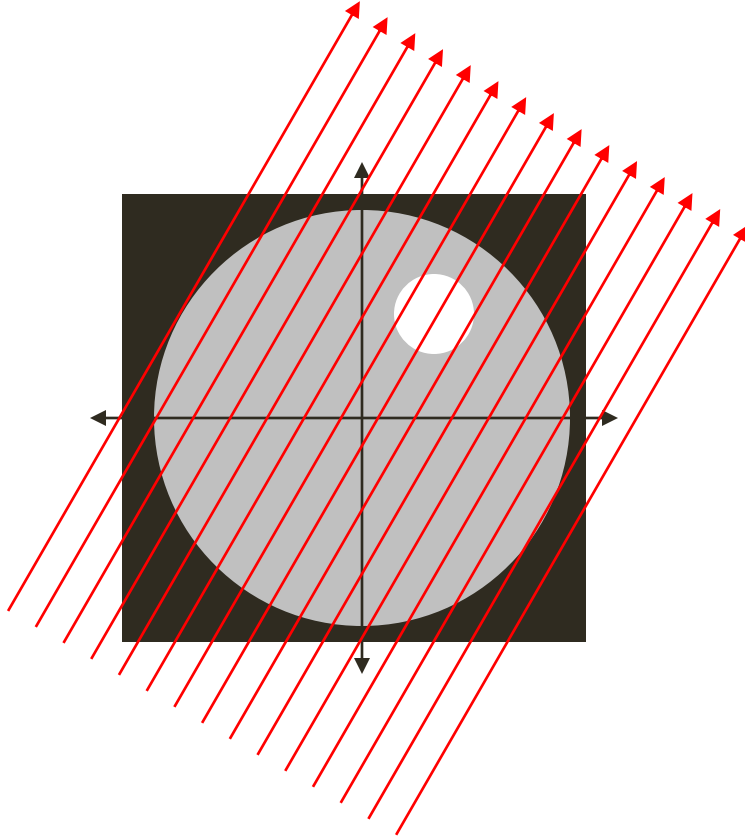
## Ters İzdüşüm Yöntemi - Örnek



Sinogram

# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

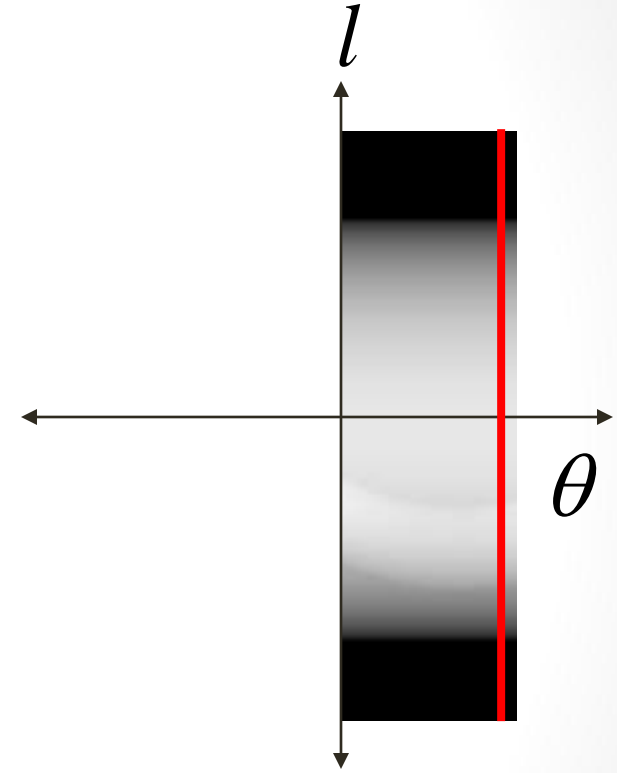
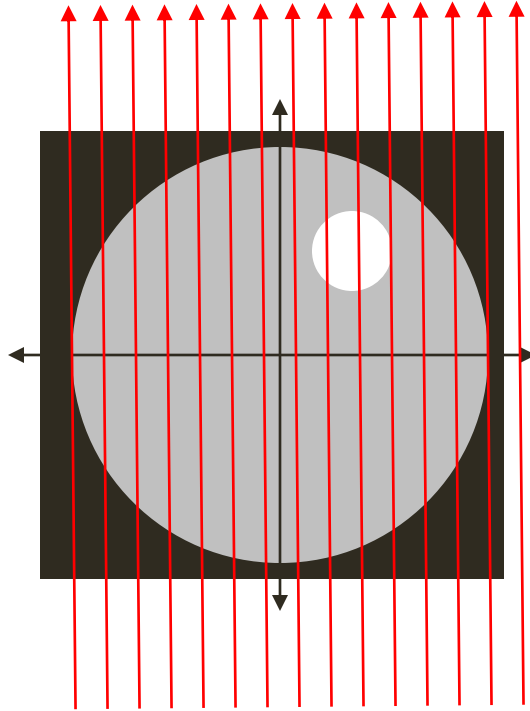
## Ters İzdüşüm Yöntemi - Örnek



Sinogram

# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

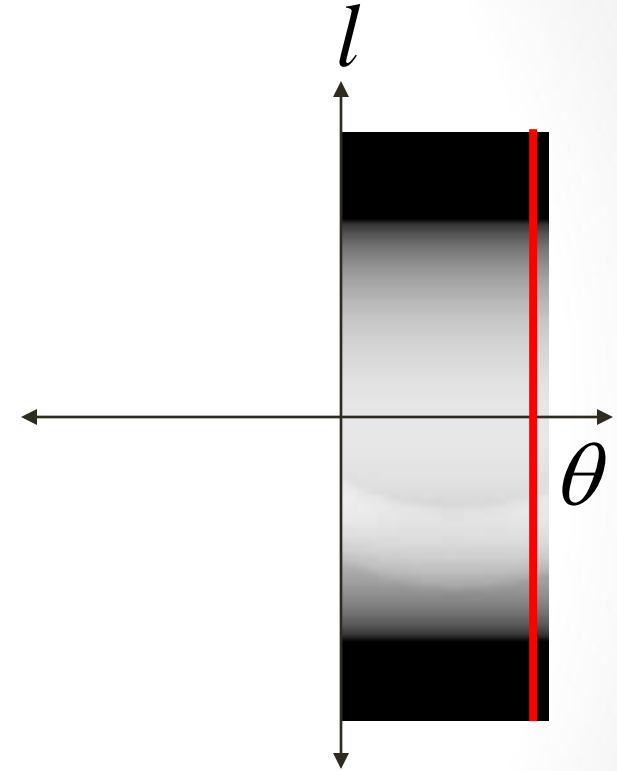
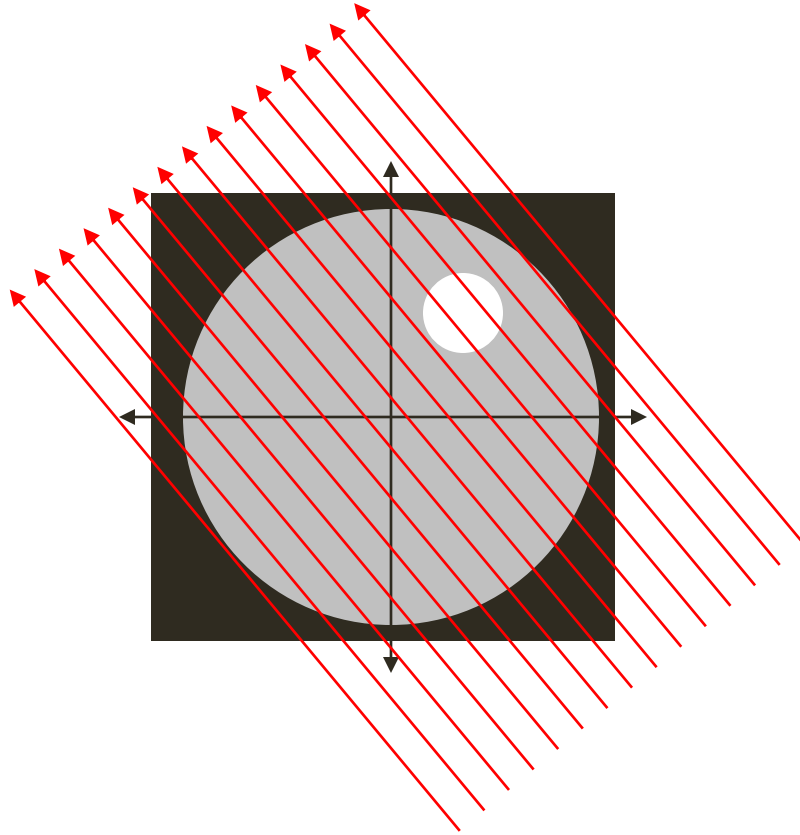
## Ters İzdüşüm Yöntemi - Örnek



Sinogram

# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

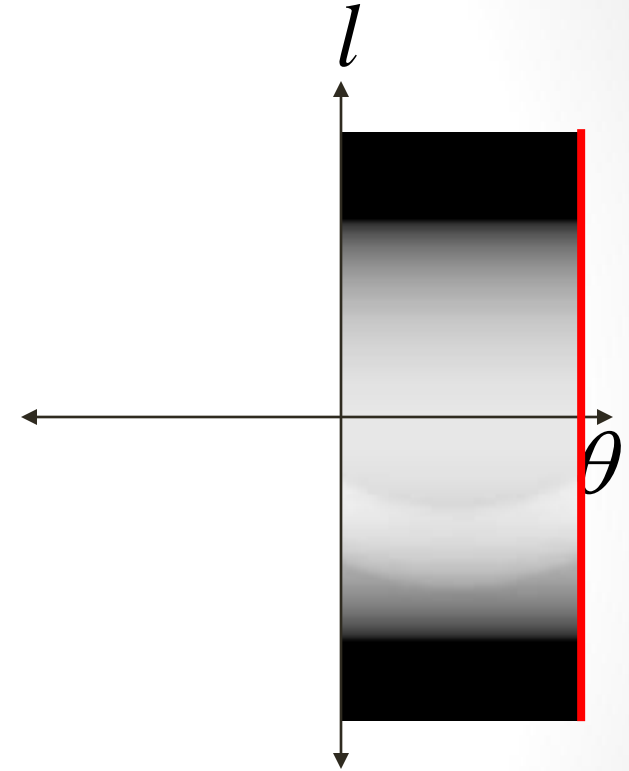
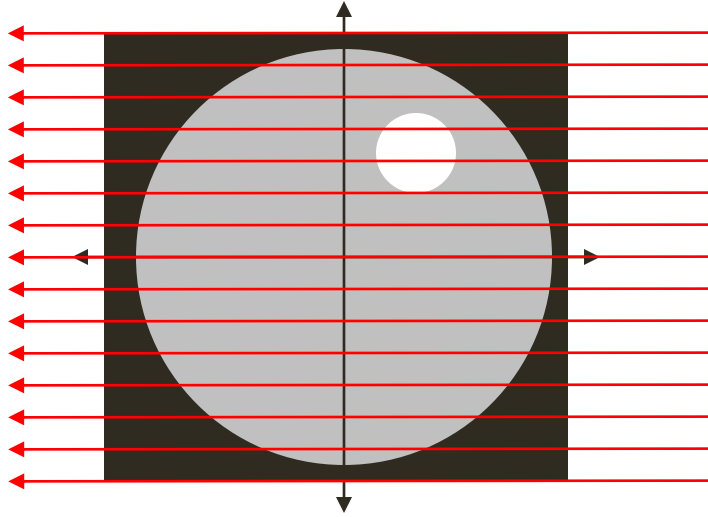
## Ters İzdüşüm Yöntemi - Örnek



Sinogram

# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

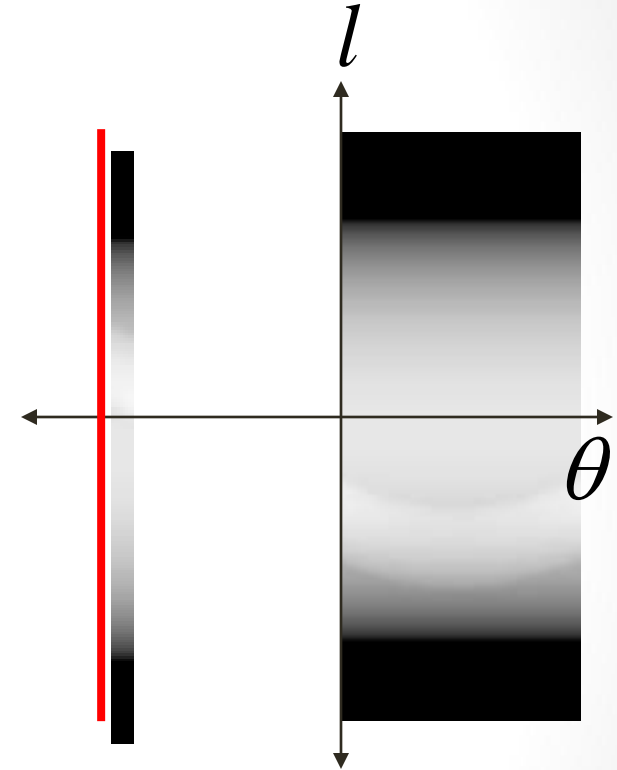
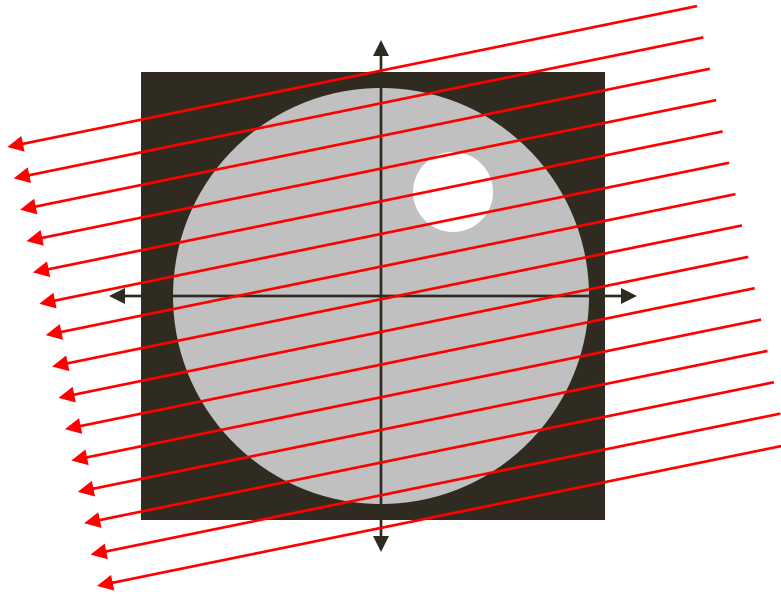
## Ters İzdüşüm Yöntemi - Örnek



Sinogram

# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

## Ters İzdüşüm Yöntemi - Örnek

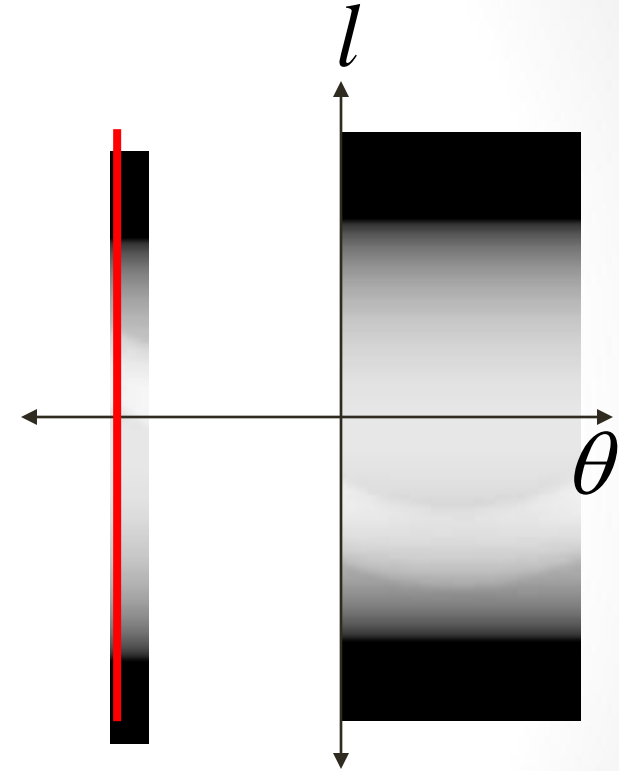
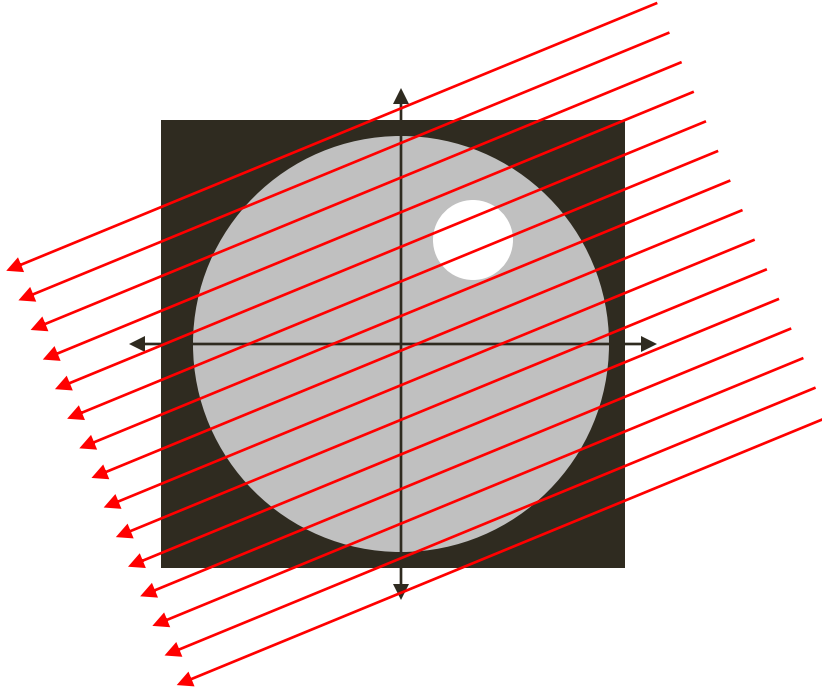


Sinogram



# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

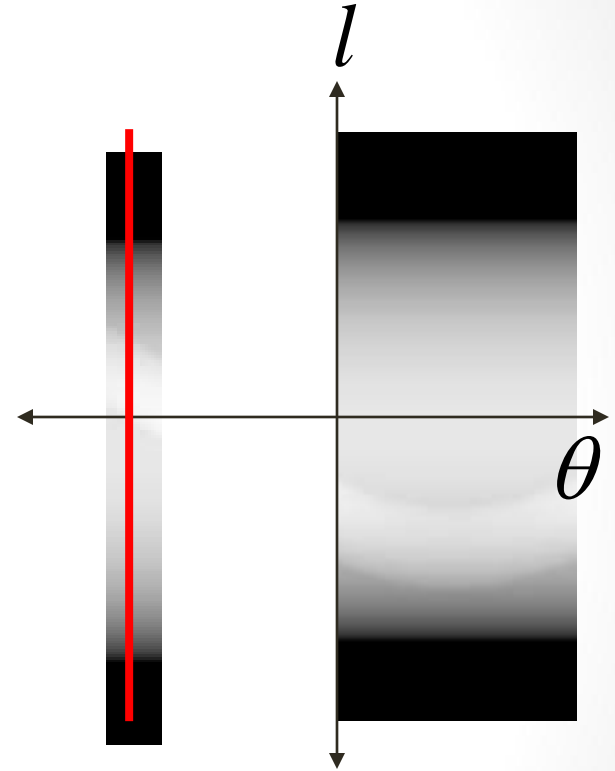
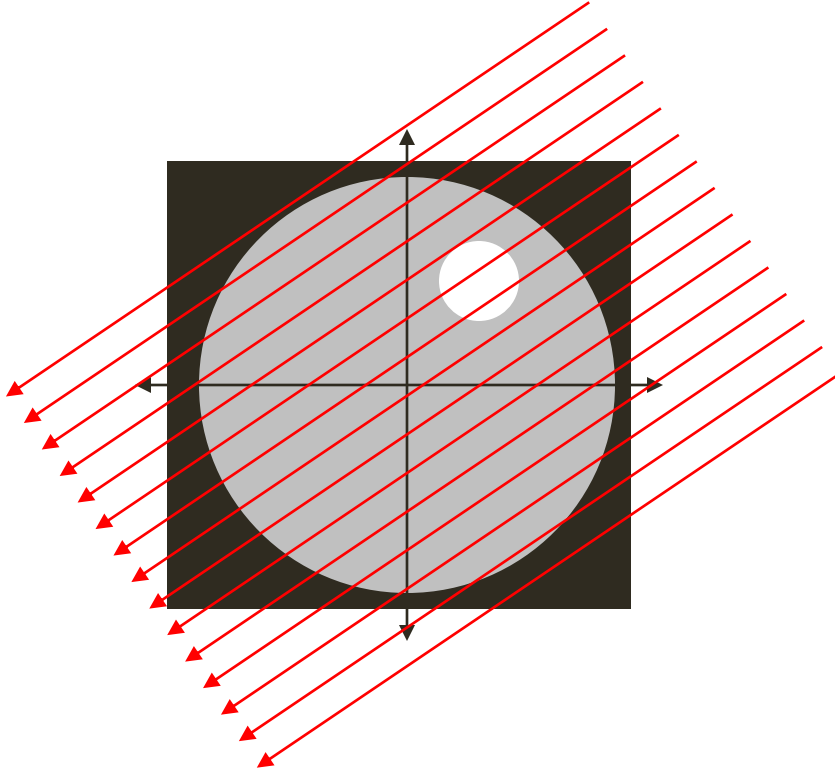
## Ters İzdüşüm Yöntemi - Örnek



Sinogram

# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

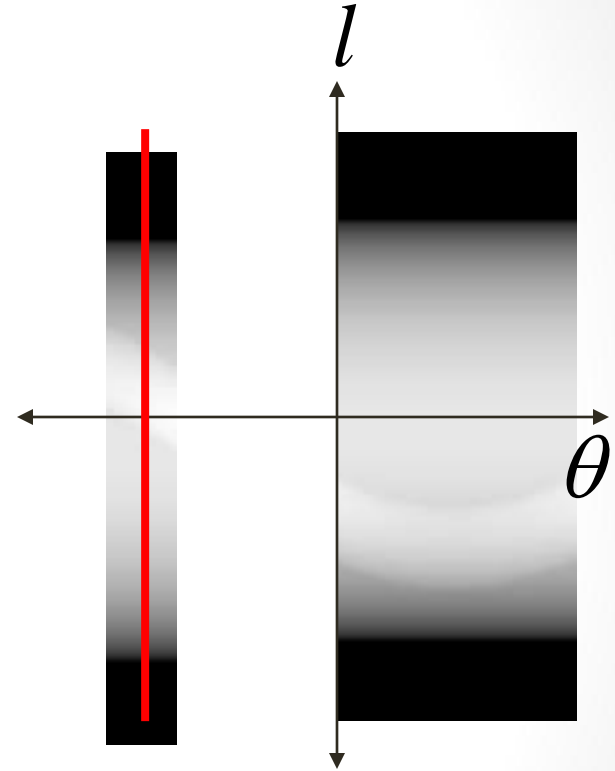
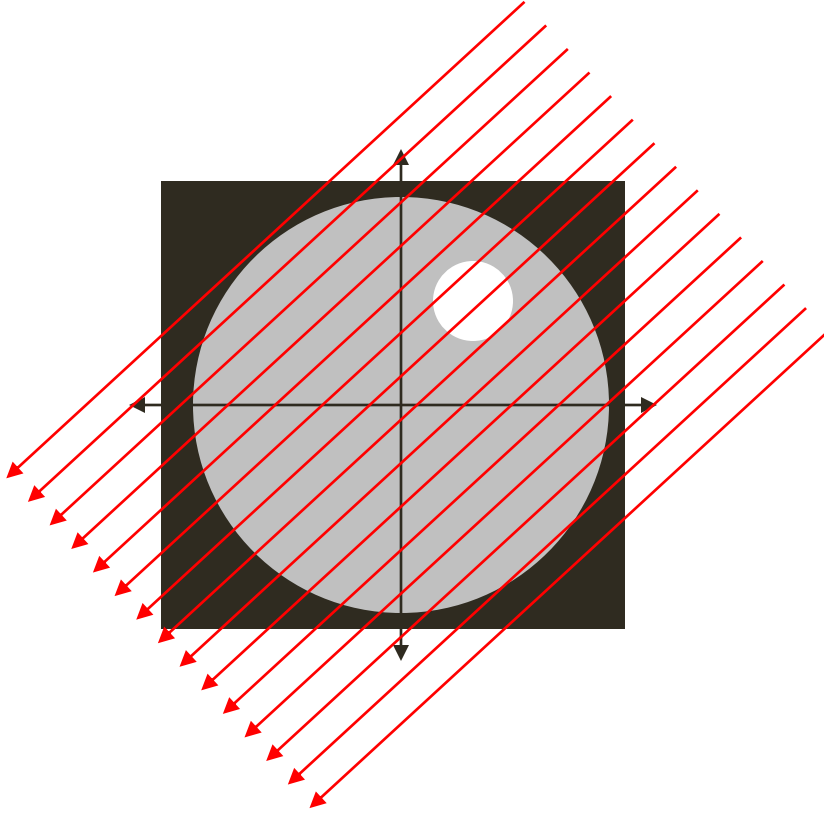
## Ters İzdüşüm Yöntemi - Örnek



Sinogram

# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

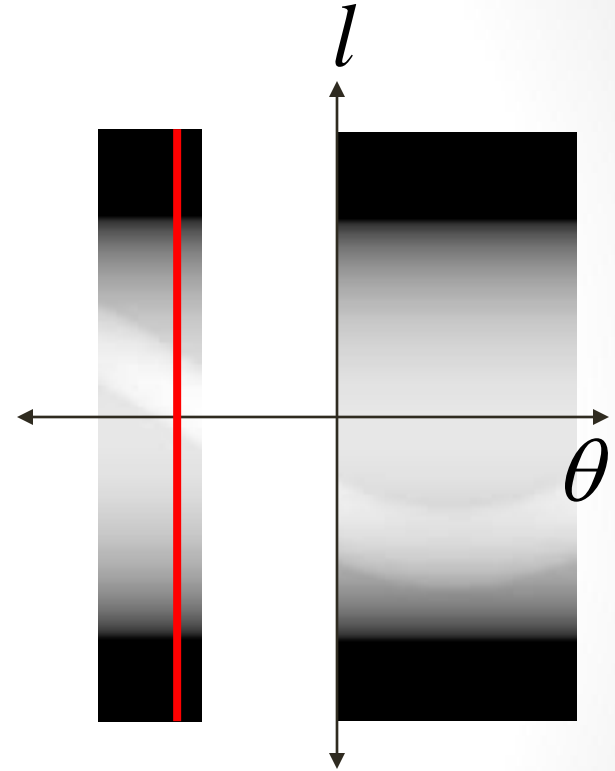
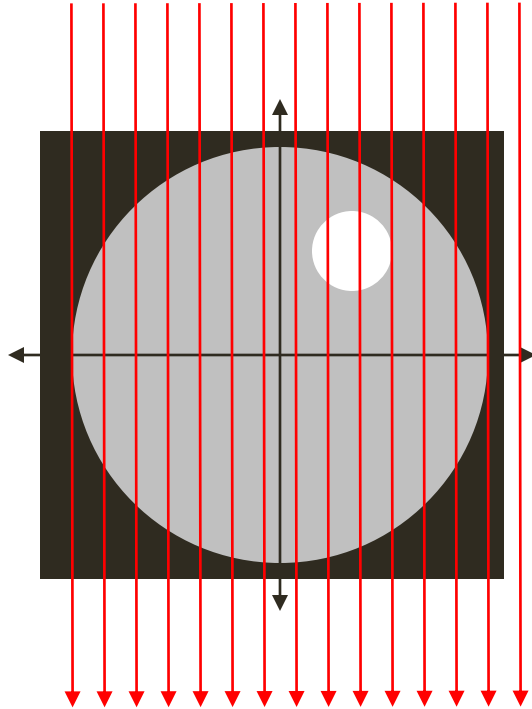
## Ters İzdüşüm Yöntemi - Örnek



Sinogram

# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

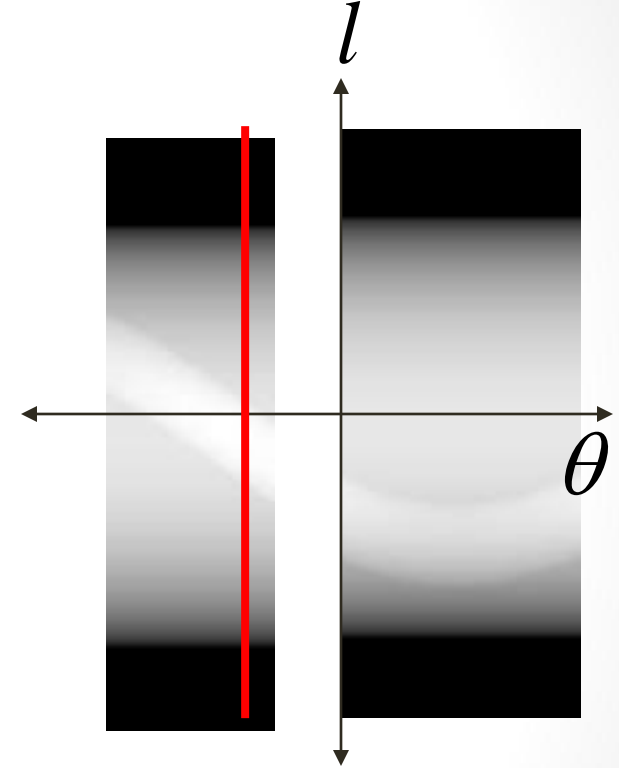
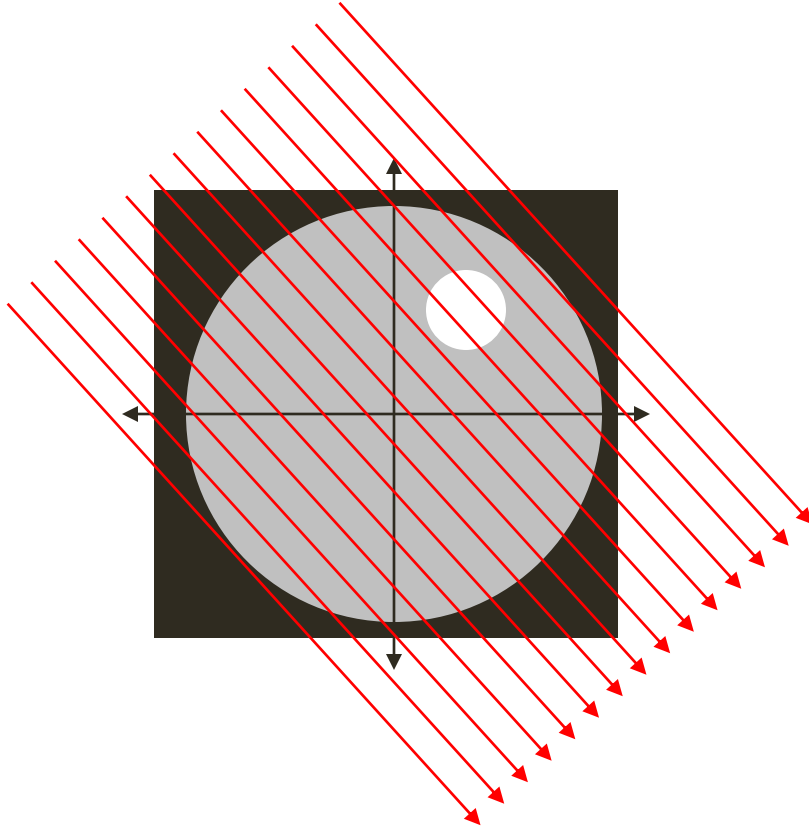
## Ters İzdüşüm Yöntemi - Örnek



Sinogram

# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

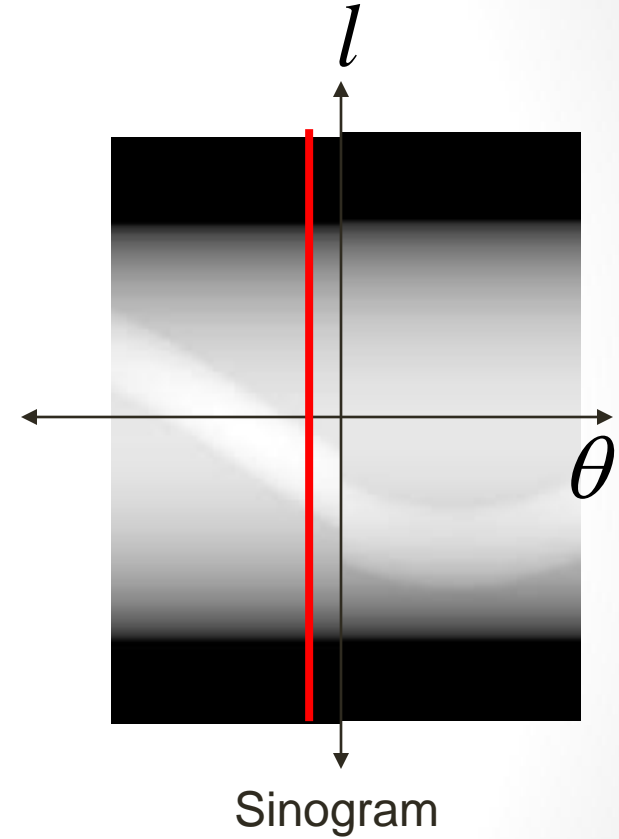
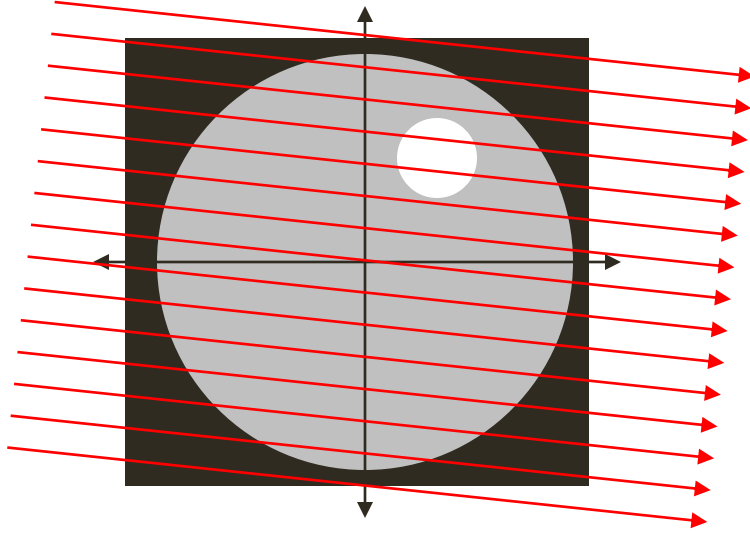
## Ters İzdüşüm Yöntemi - Örnek



Sinogram

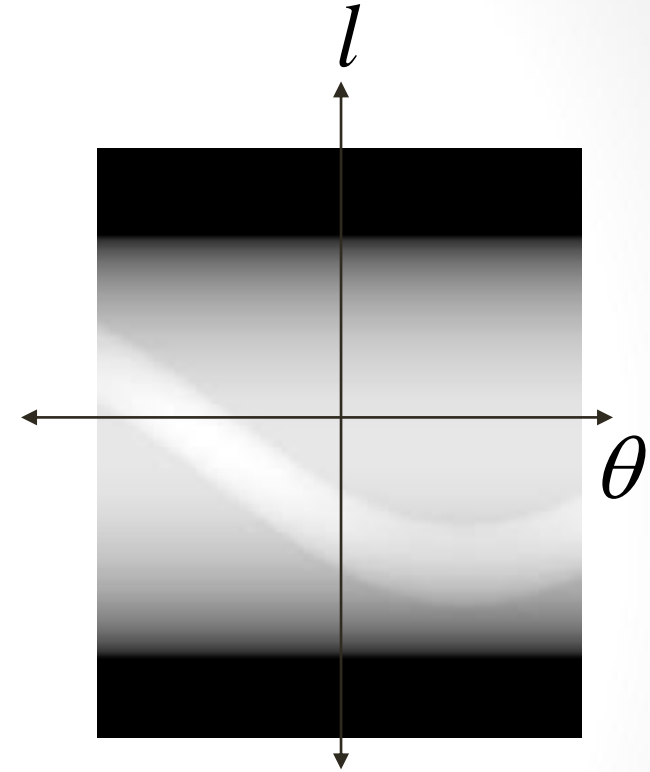
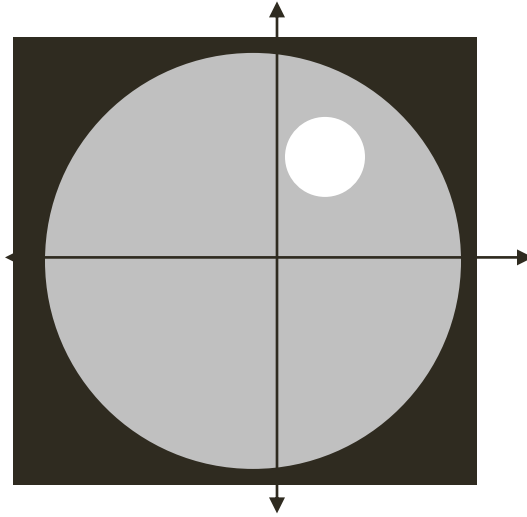
# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

## Ters İzdüşüm Yöntemi - Örnek



# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

## Ters İzdüşüm Yöntemi - Örnek



**Sinogram, bir BT cihazı tarafından ölçülen elektriksel sinyallerdir.** Burada asıl soru sinogram verilerinden görüntü nasıl yeniden geri çatılır?

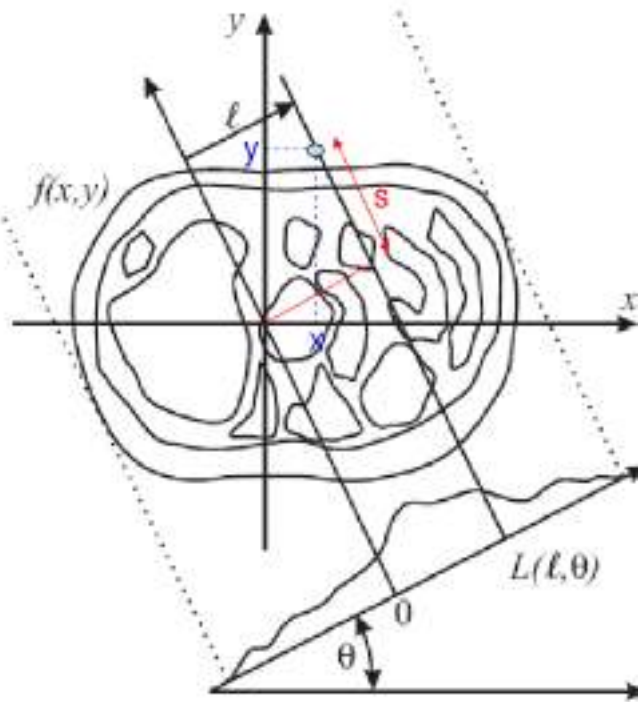
# Radon Dönüşümü (Radon Transform)

Given  $g(l, \theta) = -\ln\left(\frac{I_d}{I_o}\right)$  and  $f(x, y) = \mu(x, y)$

$$x(s) = l \cdot \cos(\theta) - s \cdot \sin(\theta)$$

$$y(s) = l \cdot \sin(\theta) + s \cdot \cos(\theta)$$

$$g(l, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x(s), y(s)) ds$$



BT'de ölçülen,

$$g(l, \theta) = -\ln\left(\frac{I_d}{I_o}\right)$$

Bulmamız gereken

$$f(x, y) = \mu(x, y)$$

$$g(l, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x(s), y(s)) ds$$

$$x(s) = l \cdot \cos(\theta) - s \cdot \sin(\theta)$$

$$y(s) = l \cdot \sin(\theta) + s \cdot \cos(\theta)$$



# Radon Dönüşümü (Radon Transform)

BT'de ölçülen  $g(l, \theta)$

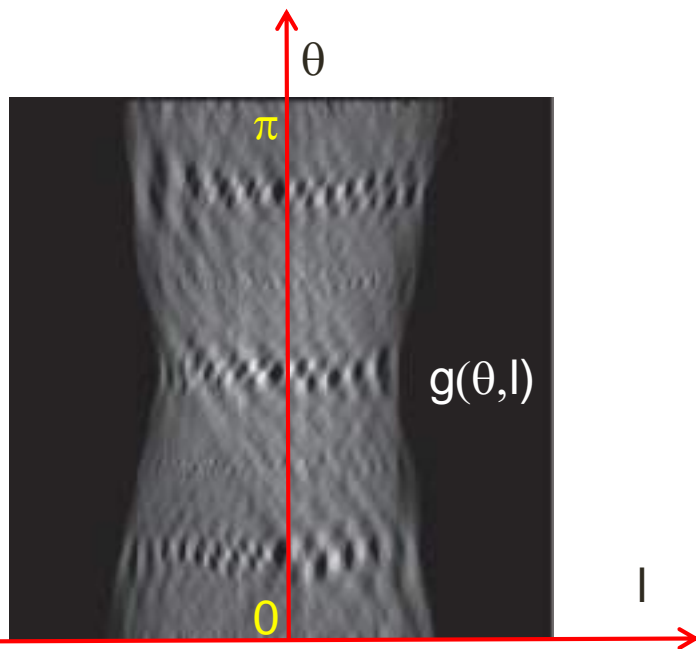
Bulmamız gereken  $f(x, y)$

Radon ve Ters Radon dönüşümünü kullanarak

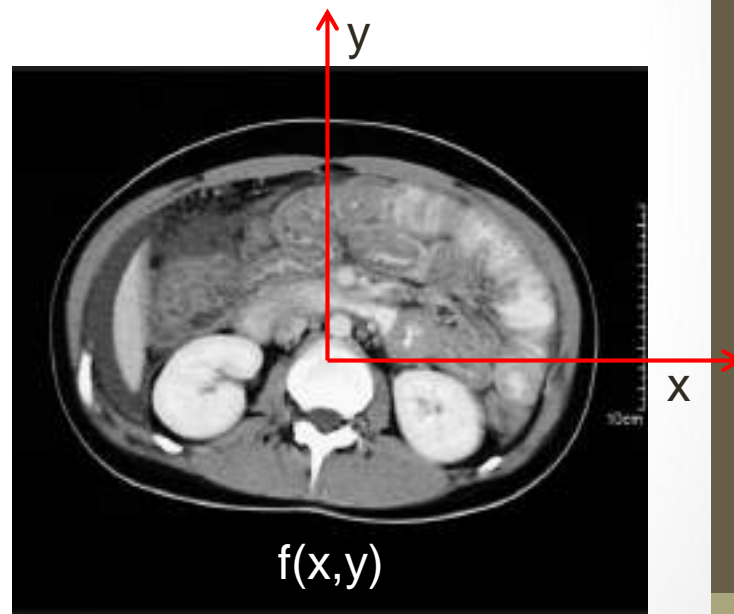
$$g(l, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \cdot \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - l) dx dy$$

# Geri çatma (Reconstruction)

$$g(l, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \cdot \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - l) dx dy$$

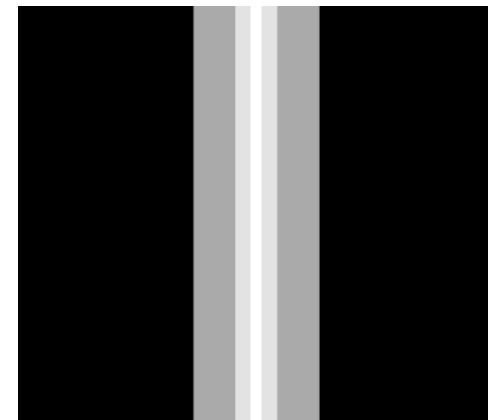
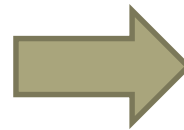
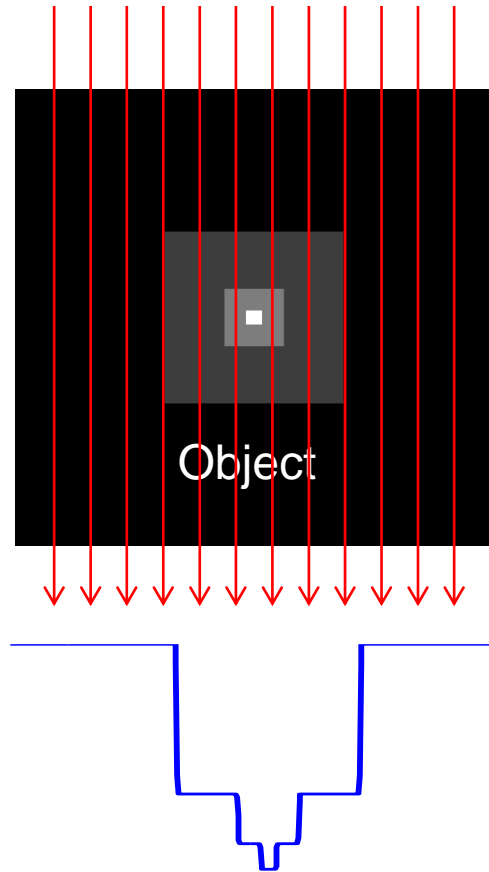


??

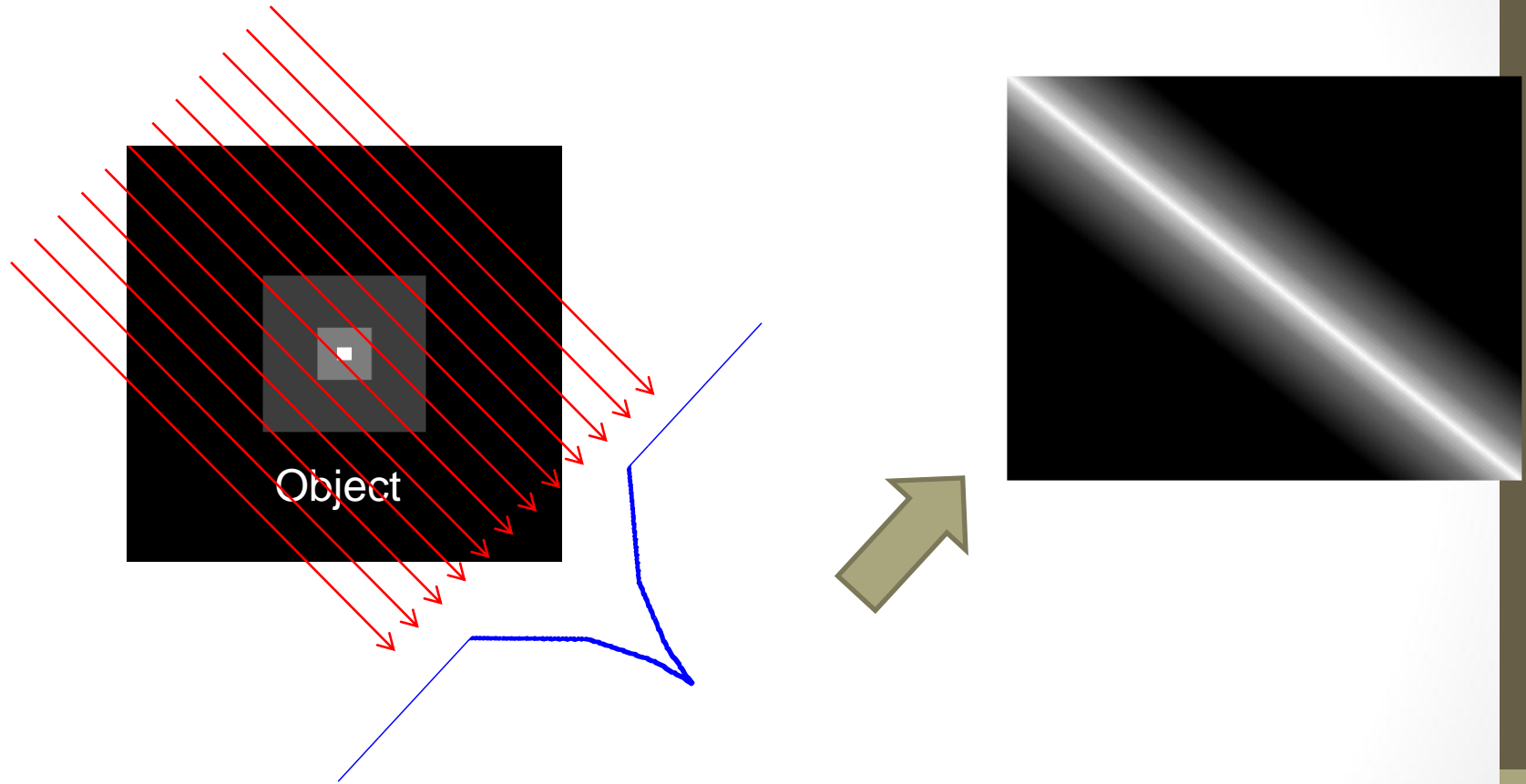


# Back Projection Method

---

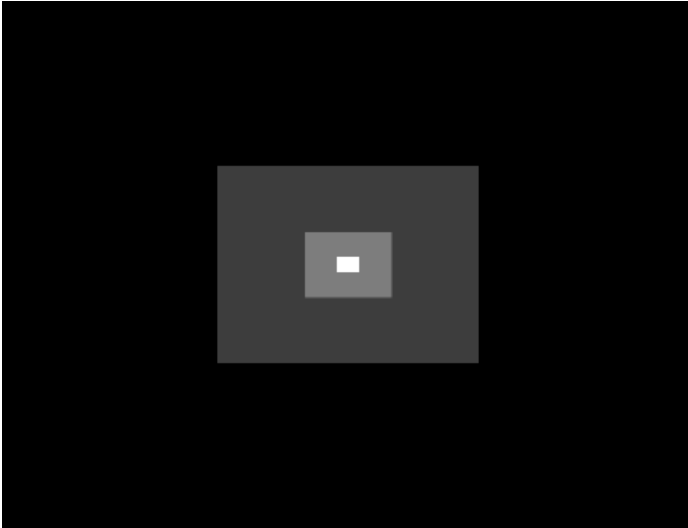


# Back Projection Method

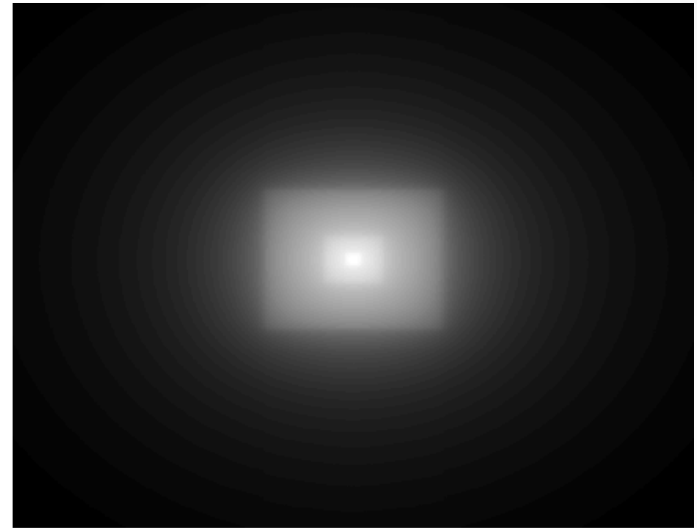


# Back Projection Method

Orjinal nesne

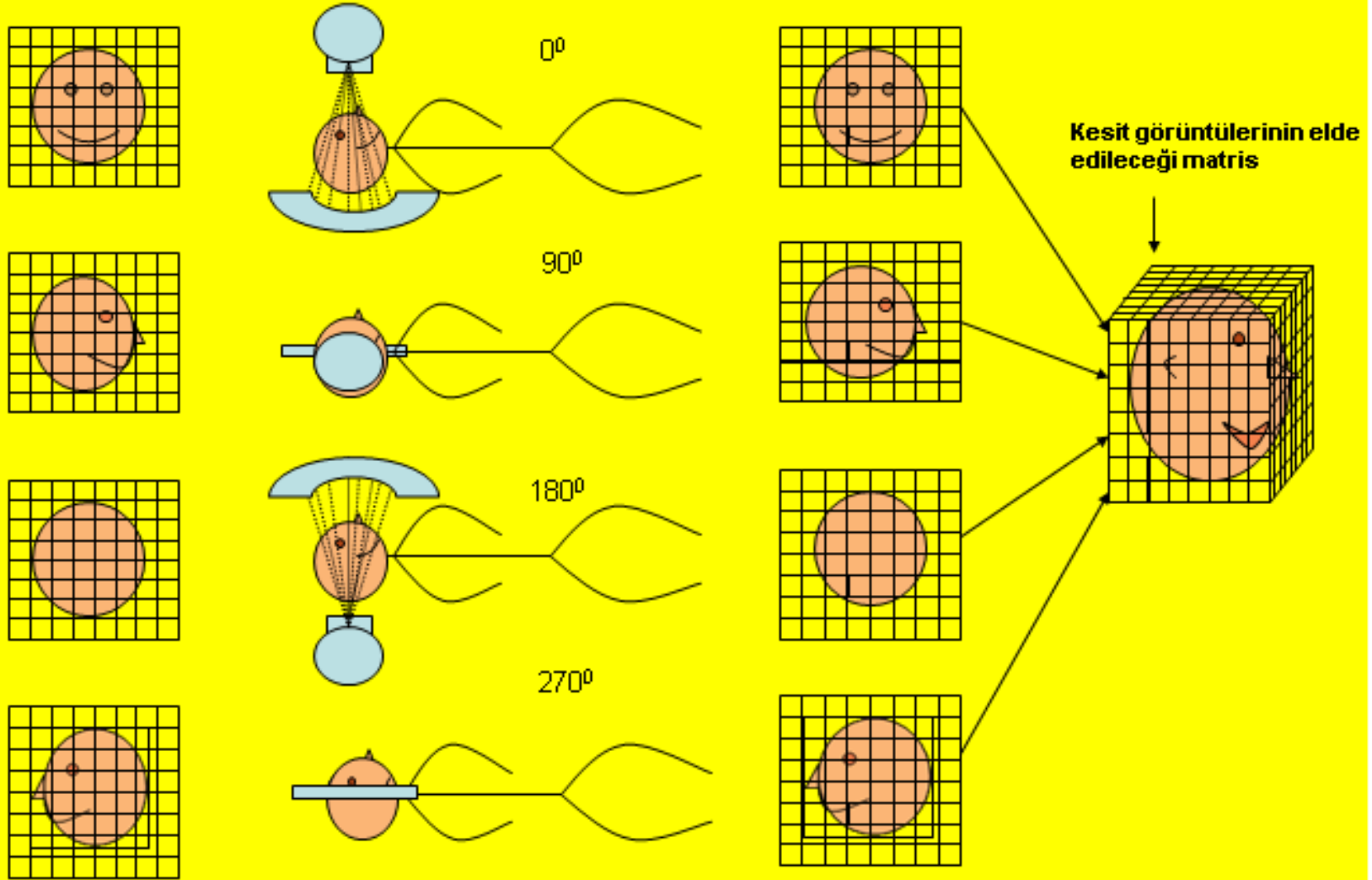


Geri çatılan nesne



# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

## Projeksiyon Bilgilerinin Toplanması ve Geri Yansıtılması



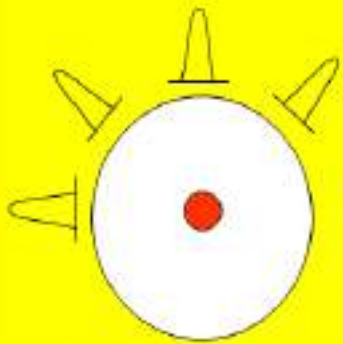
Projeksiyonların Toplanması

Projeksiyonların geri yansıtılması

# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

## Süzgeçlenmiş Ters İzdüşüm Yöntemi

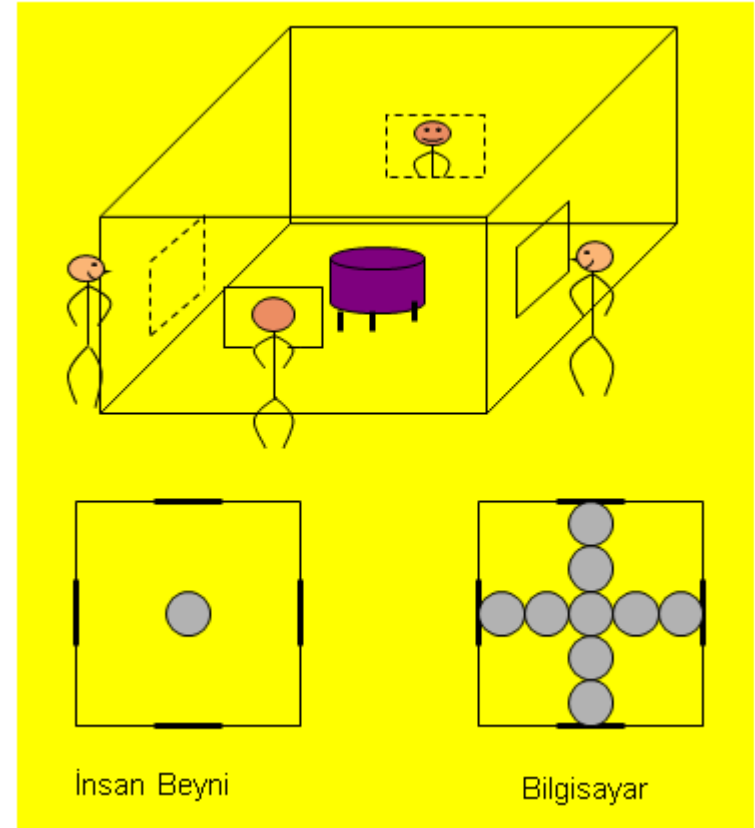
Nokta kaynağın Projeksiyonları ve Geriye projeksiyonları



Dört açıda elde edilen projeksiyonlar



Genye projeksiyonlar ve Yıldız etkisinin oluşumu

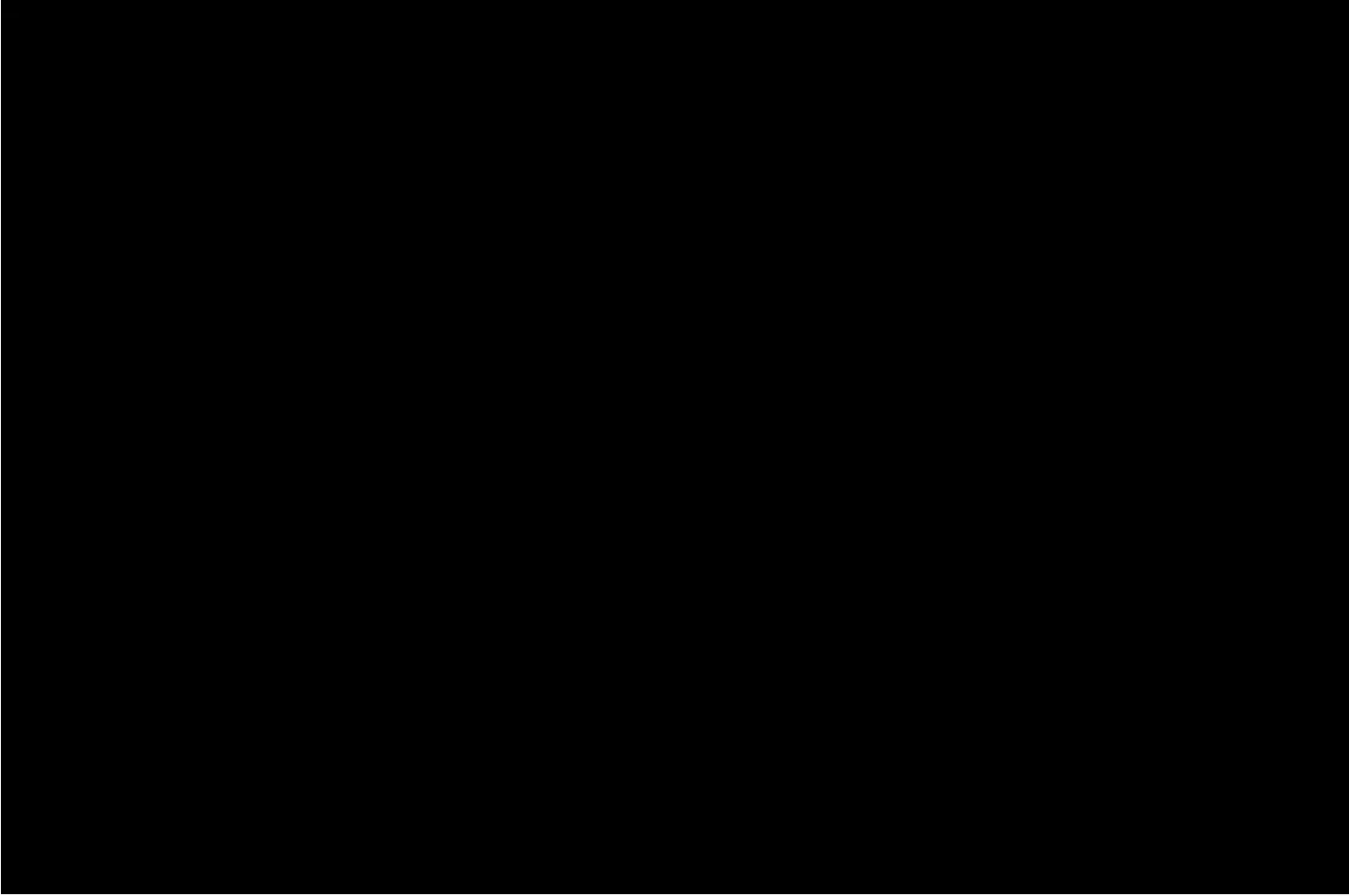


İnsan Beyni

Bilgisayar

# Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

## Süzgeçlenmiş Ters İzdüşüm Yöntemi





# Bilgisayarlı Tomografide Karşılaşılan Sorunlar

## ***BT'nin Kısıtlamaları:***

- En önemlisi tarama esnasında **hastanın almış olduğu radyasyondur.** Bir BT taraması esnasında hasta, normal bir **röntgen filmi çekimi esnasında aldığı dozdan ortalama 10 kat daha** fazla radyasyona maruz kalır.
- BT'lerde hataları düzeltmek için (demet güçlendirme, geometrik hatalar, hareket hataları, dedektör hataları, vb.) **matematiksel işlemlere ve kalibrasyon** ölçümlerine gerek duyulduğundan işlem hızında azalmalar olur.
- Ayrıca BT'den elde edilen görüntüler dokuların **yalnızca anatomik yapıları hakkında bilgi verdiği**nden bazı hastalıkların teşhisinde sistem yetersiz kalmaktadır.
- Günümüzde **BT'nin bu dezavantajlarını ortadan kaldıran Manyetik Rezonans (MR) sistemi geliştirilmiştir.** Ancak teşhiste her iki cihazın kullanım yeri farklı olduğundan MR'ın, BT'nin yerini alacağı düşünülemez.

# Bilgisayarlı Tomografide Karşılaşılan Sorunlar

## *X Işınının Biyolojik Etkileri:*

X-ışınlarının vücut hücreleri üzerindeki zararlı etkileri uzun zamandır bilinmektedir. **Bu etkiler, doğrudan doz alan şahısta kısa veya uzun sürede görülebileceği gibi, birkaç nesil ileride de görülebilir.**

İnsan vücudunun **büyük bir bölümü (H<sub>2</sub>O)dan** meydana gelmektedir. X-ışını suyun iyonlaşmasına **(Hidrojen Peroksit)** sebep olmaktadır. **Hidrojen Peroksit** insan vücudu için **son derece zararlı ve zehirli** bir maddedir.

Alınan yüksek dozdaki  **radyasyon ileride lösemi ve kansere neden olabilmektedir.**

X-ışınları, bedensel yararlanmalara yol açmasının yanı sıra hücrelerin **kromozom yapılarını bozarak** gelecek nesillerin sakat doğmasına neden olmaktadır.

Aşırı yüksek dozda alınan X-ışını ölüme neden olabilmektedir.

**Biyomedikal Mühendislik Merkezi**

**Tıbbi Görüntüleme Sistemlerinin Temelleri  
Dersi**

**X-Işınlarının Oluşumu ve X-Işınlı Görüntüleme  
(Röntgen) Cihazları**

**Elekt.Yük.Müh.Doğan D.DEMİRGÜNEŞ**

**E-posta: [ddemirgunes@gmail.com](mailto:ddemirgunes@gmail.com)**

**Tel:312-304 25 11**

# İçindekiler

- Genel
- X-Işınlarının Tarihçesi
- X-Işınlarının Kullanım Alanları
- X-Işınlarının Oluşumu
- X-Işın Tüpünün Yapısı
- X-Işınlarının Temel Özellikleri

# X-Işınlarının Tarihçesi

- X-ışınları 1895 yılında **Wilhelm Conrad Röntgen** isimli Alman bilim adamı tarafından bulunmuştur.



Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923)

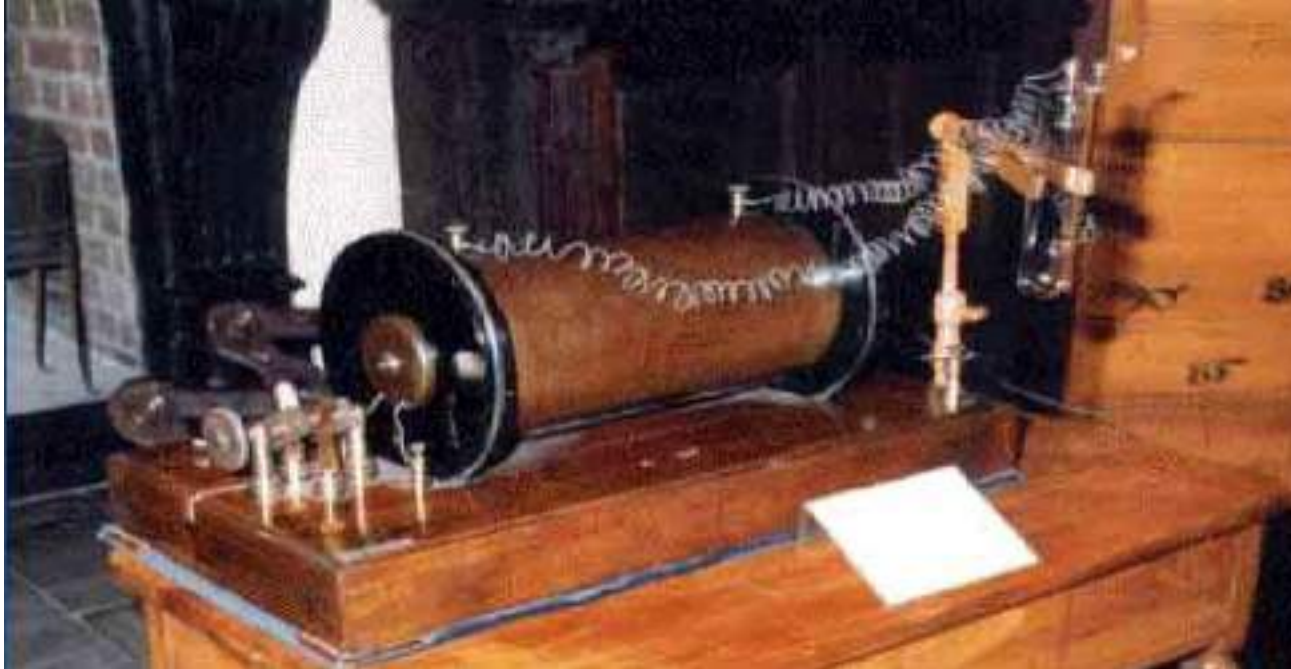


Wilhelm Conrad Röntgen  
Alman Fizikçi (1845-1923)  
X-Işınlarının Mucidi

**ESEN**  
YAYINLARI  
12.Sınıf Fizik

# X-Işınlarının Tarihçesi

Röntgen bir Crookes tüpünü (**havası boşaltılmış bir vakum lambası**) indüksiyon bobinine bağlayarak, tüpten yüksek gerilimli elektrik akımı geçirdiğinde, **tüpten oldukça uzakta durmakta olan cam bir kavanoz içindeki baryumlu platin siyanür kristallerinde** bir takım pırıltıların olduğunu gözlemiştir.



Roentgen'in ilk deney düzeneği.

# X-Işınlarının Tarihçesi

Tüpten akım geçirildiğinde karşısındaki ekranda parıldamalar oluşturan ışınların **değişik cisimleri farklı derecede geçebildiği kurşun plakalar tarafından tutulduğunu** gözleyen Röntgen, eliyle tuttuğu kurşun levhanın ekrandaki gölgesini incelerken kendi parmak kemiklerinin gölgelerini de fark etti.

Bu olay üzerine içinde fotoğraf plağı bulunan bir kasetin üzerine karısının elini yerleştirerek **parmak kemiklerinin ve yüzüğünün görüntüsünü** elde etmiştir.

Eşinin el filmi ile tıbbi alandaki ilk görüntülemeyi yapan **Roentgen**'dir (1896).

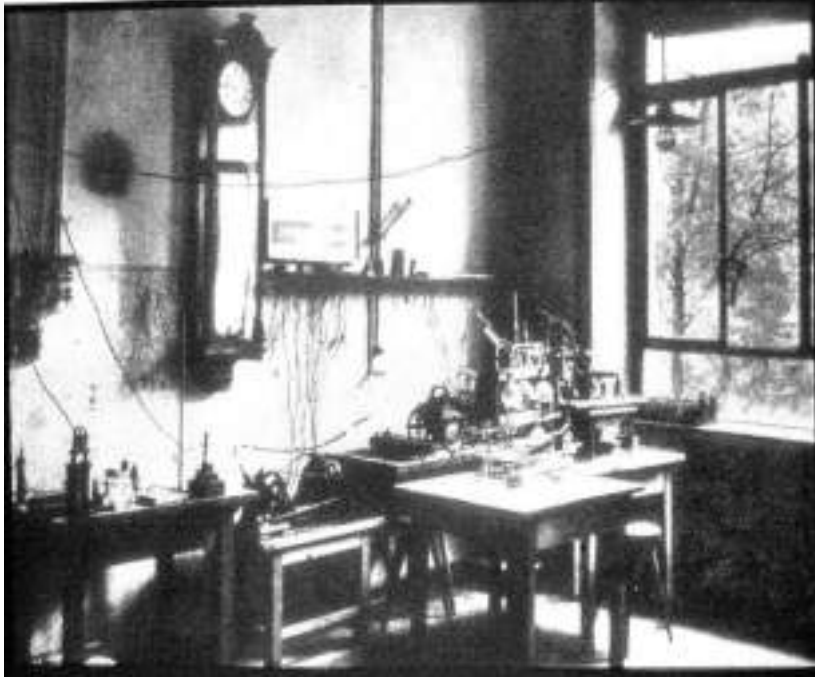
Bu buluşunun bütün insanlığın kullanımına açık olması için **patent almayı reddetmiştir.**



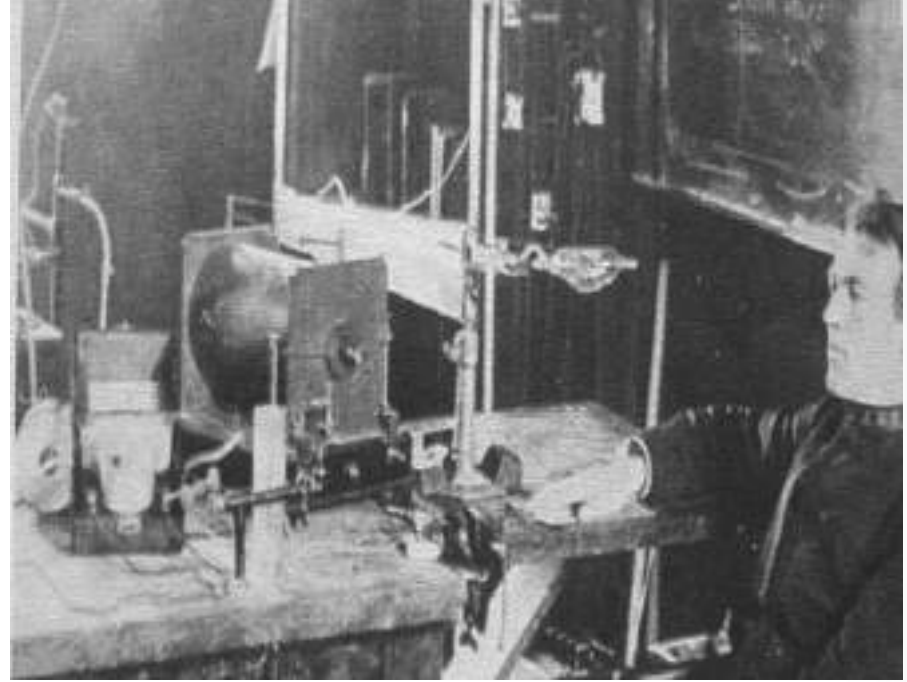
*İlk röntgen filmi, bayan Röntgen'in el grafisi olmuştur*



# X-Işınlarının Tarihçesi



X-Işınlarının Keşfedildiği Oda



X-Işınlarının İlk Klinik Uygulaması

1895 yılı sonlarında buluşunu bilimsel bir toplantıda açıklayan Roentgen, **1901 yılında** ilk kez verilmeye başlanan **Nobel Fizik ödülünü** almıştır.



# X-Işınlarının Tarihçesi

Bu buluştan kısa bir zaman sonra **H. Antoniee Becquerel** uranyumun radyoaktifliğini, **Curie'ler** ise radyum elementini keşfederek yeni bilim (radyoloji, radyasyon onkolojisi ve nükleer tıp) dallarının doğuşuna yol açmışlardır.

**Ülkemizde** X-ışınlarını; ilk üreten kişinin Galatasaray Lisesi Fizik/Matematik öğretmeni **Mösyö İzuar** olduğu,

Tıbbi amaçlı olarak ise **1896 yılında Mülkiyeyi Tıbbiye'den** (Askeri Tıp Mektebi) yeni mezun bir doktor olan **Yüzbaşı Esat Fevzi'nin** Crookes tüpü kullanarak arkadaşlarıyla birlikte gerçekleştirdiği deneylerle ilk radyografileri elde ettiği bildirilmektedir.

# X-Işınlarının Tarihçesi

Dr. Esat Fevzi'nin bu çalışmaları askeri tıbbiyede büyük destek görmüş ve kendisi Osmanlı-Yunan savaşında görevlendirilmiş **dünya tıp tarihinde ilk kez** ateşli silah yaralanmasına maruz kalmış **yaralı askerlerdeki kurşunlar** çekilen radyografiler ile tespit edilmiştir.



*Resim 6:* Ülkemizde X-Işınlarıyla ilgili, Dr. Esat Fevzi'nin yazdığı ilk kitabın kapağı, 1898.



*Resim 4:* Türk-Yunan savaşında sağ kolundaki kurşun yerinin saptanması için radyografi yapılan er Boyabatlı Mehmet, 1897.

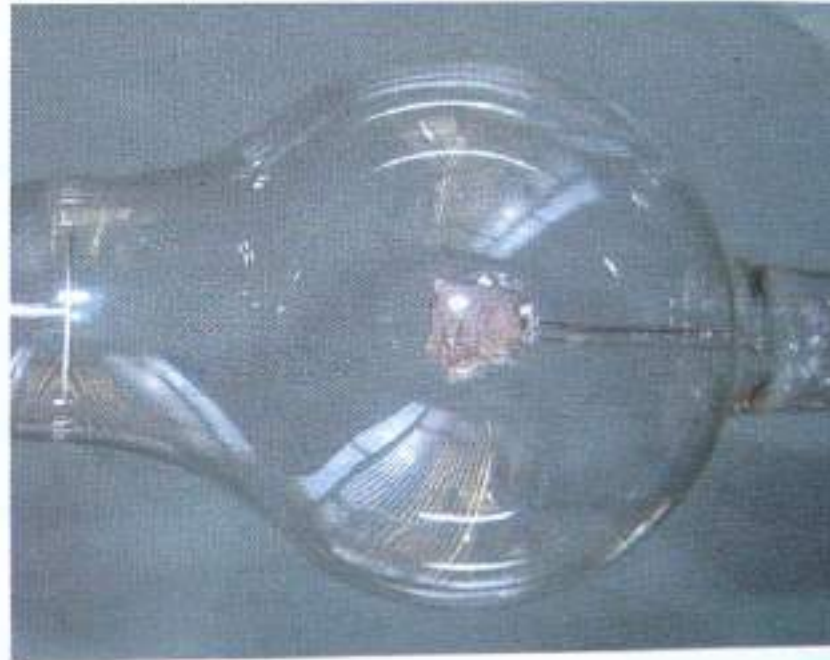
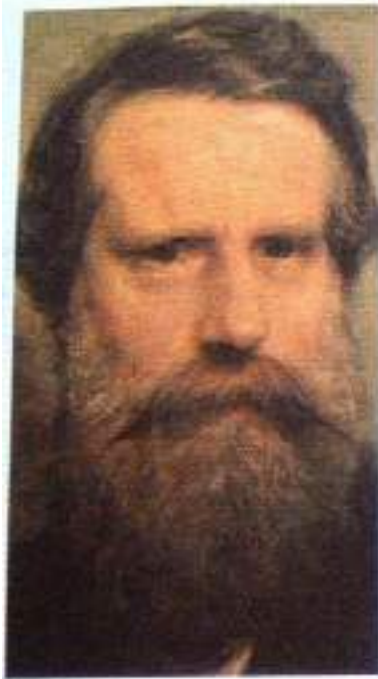


*Resim 5:* Er Boyabatlı Mehmet'in el grafisinde şarapnel parçası.

# X-Işınlarının Tarihçesi

Ülkemizde ilk özel röntgen laboratuvarı Musevi asıllı Englender tarafından **1905 yılında İstanbul Beyoğlu'nda** açılmıştır.

X veya röntgen ışınlarını meydana getiren insan yapısı aygıtlar X ışını tüpü veya röntgen tüpü olarak adlandırılmıştır. Tarihi gelişim süreci içerisinde **ilk üretilen** X ışını tüpleri **gaz tüpü veya mucidine izafeten Crookes tüpü** adı ile anılmaktadır.



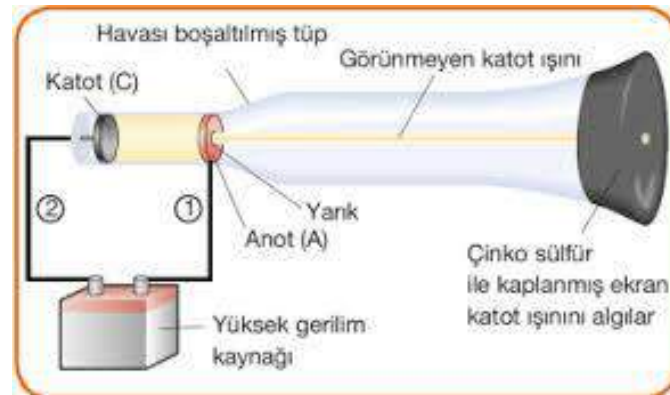
*Sir William Crookes ve kendi adı ile anılan Crookes tüpü.*

# X-Işınlarının Tarihçesi

**Crookes tüpleri;** camdan yapılmış ve iç havası kısmen boşaltılmıştı. İçerisinde biri **negatif (katot)**, diğeri **pozitif (anot)** olmak üzere **iki elektrot** bulunmaktaydı.

**Katot ısıtılmıyor** iki elektrot arasına yüksek voltaj uygulanarak oluşturulan **elektronlar anota** çaptırılıyordu. Anota çarpan bu elektronlar ise X ışınlarını meydana getiriyordu.

Bu türden aygıtlar zamanla **yeterli miktarda X ışını üretememesi** ve üretilen x-ışınlarının ölçülememesinden dolayı kullanımdan kalkmıştır.



# X-Işınlarının Tarihçesi

**Dr. Coolidge**, 1913 yılında modern X ışını tüpünün öncül şeklini geliştirmiştir. Temel prensipleri günümüzde de kullanılan tüplerde uygulanan ve **coolidge tüpü** olarak da adlandırılan aygıtlar:

1. **Havası boşaltılmış** cam bir kap,
2. **Isıtılan bir katot**,
3. Elektronların çarptırıldığı **hedef anot** ve
4. Elektronların katotdan anota gitmesini sağlayan **yüksek akım voltajlı devreden** oluşmaktadır.

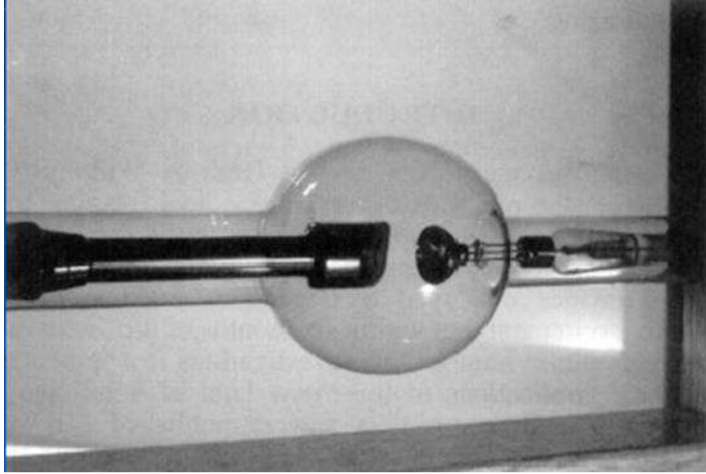


Coolidge tüpü

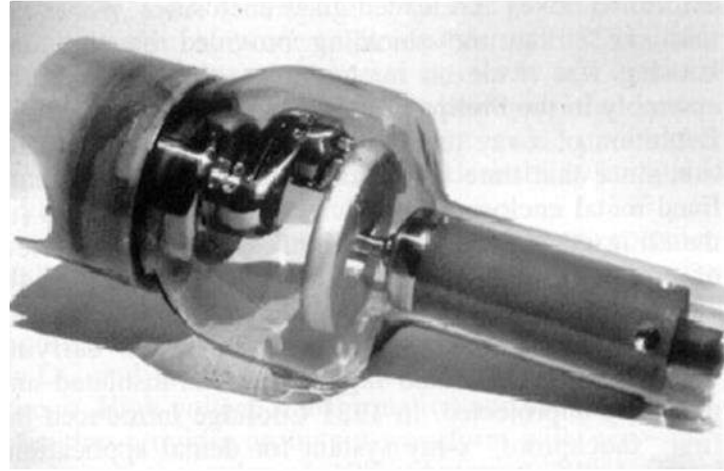


# X-Işınlarının Tarihçesi

Röntgenin X-ışınlarını keşfinden sonra birçok değişikliğe uğramış olan X-ışını tüpü günümüzde **Coolidge** tarafından geliştirilmiş şekilleriyle kullanılmaktadır.



**Coolidge Tüpü**



**Döner Anotlu Modern Tüp**

# X-Işınlarının Kullanım Alanları

## Tıbbi Amaçlı

X-ışınları tıbbi görüntü elde edilmesi için; başta **röntgen cihazlarında** olmak üzere, **bilgisayarlı tomografi, anjiyografi, mamografi, toraks** gibi tıbbi cihazlarda tıbbi tanı ve teşhis koymak amacıyla kullanılır.



# X-Işınlarının Kullanım Alanları

## Madde yapısının tayin edilmesi



**Maddelerin yapısını açıklamada** kullanılan X-ışınları; adli tıp kurumları, kriminal polis laboratuvarları olmak üzere pek çok alanda yararlanılır.

Sanayide **malzemelerin kontrolünde** X-ışınları kullanılır. Malzemelerin **kimyasal yapısını ve bu yapıdaki kusurları anlamak için** malzemelere X-ışını gönderilir. Malzemelerin X-ışınlarını soğurma düzeylerine göre kusurlar belirlenir. Kimya, elektronik, seramik vb. alanlardaki malzemelerin kontrolü de bu şekilde yapılır.



# X-Işınlarının Kullanım Alanları

## Güvenlik amaçlı



Havalimanlarında, büyük alışveriş merkezlerinde ve gümrüklerde X-ışınları ile eşyalar görüntülenerek kontrol edilir.

İçlerinde yasa dışı madde bulunanlar ayırt edilir.

# X-Işınlarnnın Kullanım Alanları

## Arkeolojik amaçlı

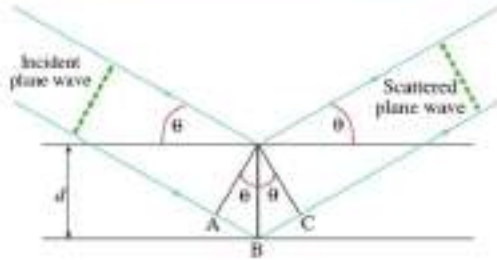


Arkeologlar X-ışınları sayesinde, yapılarına zarar vermeden **tarihî eserleri ve iskeletleri** inceleyebilir, **yaş tayininde** bulunabilirler.

Laboratuar koşullarında inceleme yapılacak tarihî esere X-ışını gönderilerek oluşan kırınım parametreleri **Bragg Yasası** ile hesaplanır. Bu parametreler sayesinde, **tarihî esere zarar verilmeden yapısı hakkında bilgi elde edilir.**

**Ödev:** Arkeolojik amaçlı x-ışını kullanımının detaylarını araştırınız.

### Bragg yasası



[http://www.watse.usf.edu/14C/arnst/Students/Courses/documents/600/TEM\\_lectnotc\\_2011.pdf](http://www.watse.usf.edu/14C/arnst/Students/Courses/documents/600/TEM_lectnotc_2011.pdf)

İki X-ışını arasındaki yol farkı:  $d=2d\sin\theta$

Yapıcı girişim oluşması için iki X-ışını arasında yol farkı, dalga boyunun katları kadar olmalıdır:  $d=n\lambda$

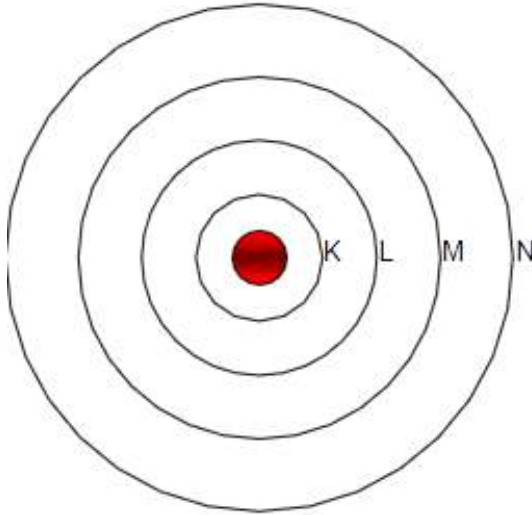
Bragg yasası:

$$2d\sin\theta = n\lambda$$

# X-Işınlarının Oluşumu

## ATOMİK YAPI

### Orbitallerin düzeni

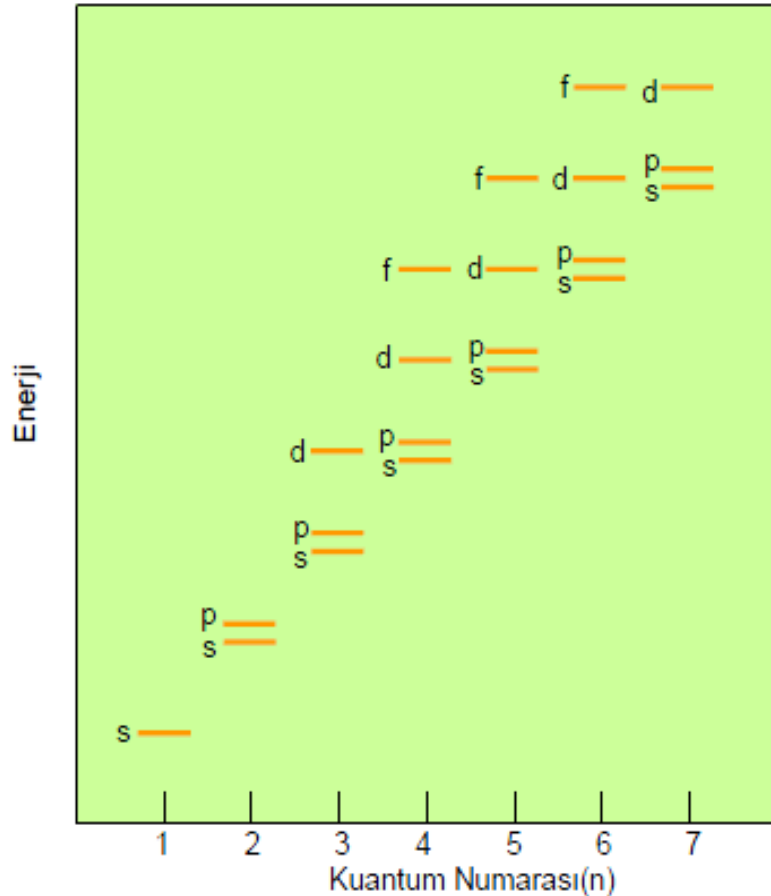


Kuantum Numarası	Ana Orbital İsmi	Alt Orbitaller	Alt Orbital Sayısı	Elektron Sayısı	
				Alt Orb.	AnaOrb.
1	K	s	1	2	2
2	L	s p	1 3	2 6	8
3	M	s p d	1 3 5	2 6 10	18
4	N	s p d f	1 3 5 7	2 6 10 14	32

# X-Işınlarının Oluşumu

## ATOMİK YAPI

### □ Enerji Seviyeleri



Z	Element	Orbital Düzeni
1	H	$1s^1$
2	He	$1s^2$
3	Li	$1s^2 2s^1$
4	Be	$1s^2 2s^2$
5	B	$1s^2 2s^2 2p^1$
6	C	$1s^2 2s^2 2p^2$
7	N	$1s^2 2s^2 2p^3$
8	O	$1s^2 2s^2 2p^4$
9	F	$1s^2 2s^2 2p^5$
10	Ne	$1s^2 2s^2 2p^6$
11	Na	$1s^2 2s^2 2p^6 3s^1$
12	Mg	$1s^2 2s^2 2p^6 3s^2$
13	Al	$1s^2 2s^2 2p^6 3s^2 3p^1$
14	Si	$1s^2 2s^2 2p^6 3s^2 3p^2$
15	P	$1s^2 2s^2 2p^6 3s^2 3p^3$
16	S	$1s^2 2s^2 2p^6 3s^2 3p^4$
17	Cl	$1s^2 2s^2 2p^6 3s^2 3p^5$
18	Ar	$1s^2 2s^2 2p^6 3s^2 3p^6$
19	K	$1s^2 2s^2 2p^6 3s^2 3p^6 4s^1$
20	Ca	$1s^2 2s^2 2p^6 3s^2 3p^6 4s^2$
21	Sc	$1s^2 2s^2 2p^6 3s^2 3p^6 3d^1 4s^2$
22	Ti	$1s^2 2s^2 2p^6 3s^2 3p^6 3d^2 4s^2$

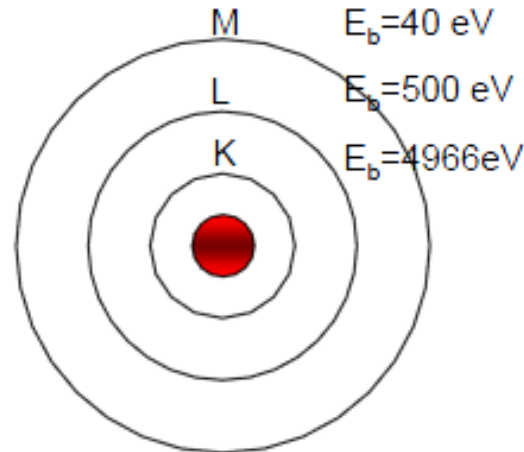
**X-Işınlarının Özellikleri**

# X-Işınlarının Oluşumu

## ATOMİK YAPI

### ■ Bağlanma Enerjisi

- Bir elektronun bağlanma enerjisi, o elektronu kararlı bir atomdan koparmak için dışarıdan sağlanması gereken minimum enerjidir.
- Örneğin titanyum (Ti) için bağlanma enerjileri aşağıda verilmiştir.



# X-Işınlarının Oluşumu

X-ışınları, **Doğal ve Yapay X-ışınları** olmak üzere iki şekilde meydana gelir;

**Doğal X-ışınları:** Atom çekirdeği tarafından **K enerji kabuğundan elektron yakalanması, alfa bozunumu, iç dönüşüm ve beta bozunumu** olaylarıyla meydana gelir. Bu olaylar sonucunda meydana gelen radyasyona radyoaktivite adı verilir.

**Yapay X-ışınları:** Maddenin; elektron, proton parçacıkları veya iyonlar gibi hızlandırılmış parçacıklarla etkileşmesinden ya da **X-ışını tüpünden** veya başka bir uygun radyoaktif kaynağından çıkan fotonlarla etkileşmesinden meydana gelir.

Maddenin, fotonlarla etkileşmesinden **karakteristik (çizgi) X-ışınları**, yüklü parçacıklarla etkileşmesinden **hem karakteristik hem de sürekli X-ışınları** elde edilir.

# X-Işınlarının Oluşumu

X-ışınları, **Doğal ve Yapay X-ışınları** olmak üzere iki şekilde meydana gelir;

**Doğal X-ışınları:** Atom çekirdeği tarafından **K enerji kabuğundan elektron yakalanması, alfa bozunumu, iç dönüşüm ve beta bozunumu** olaylarıyla meydana gelir. Bu olaylar sonucunda meydana gelen radyasyona radyoaktivite adı verilir.

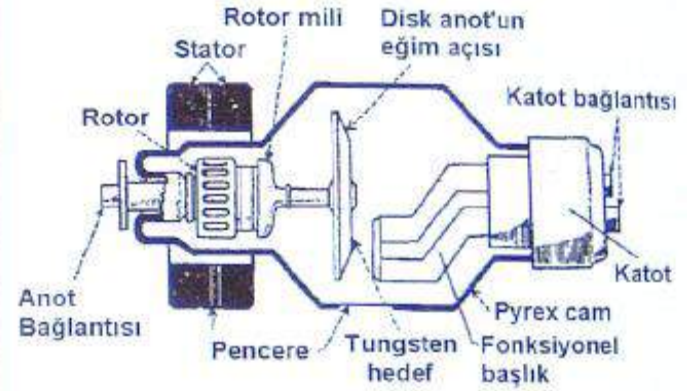
**Yapay X-ışınları:** Maddenin; elektron, proton parçacıkları veya iyonlar gibi hızlandırılmış parçacıklarla etkileşmesinden ya da **X-ışını tüpünden** veya başka bir uygun radyoaktif kaynağından çıkan fotonlarla etkileşmesinden meydana gelir.

Maddenin, fotonlarla etkileşmesinden **karakteristik (çizgi) X-ışınları**, yüklü parçacıklarla etkileşmesinden **hem karakteristik hem de sürekli X-ışınları** elde edilir.

Bu derste **X-ışını tüpünden oluşan yapay x-ışınları** incelenecektir.



# X-Işınlarının Oluşumu

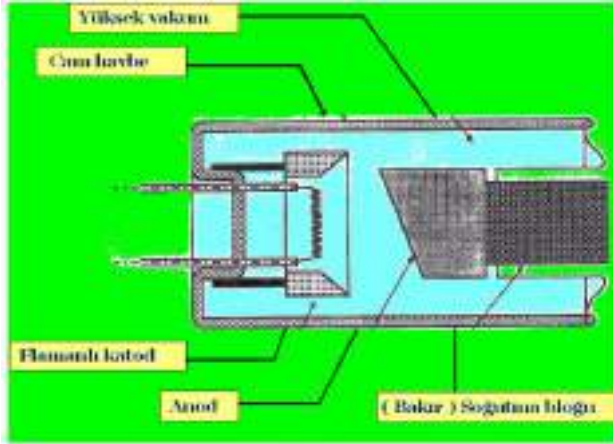


X-ışınları **yapay olarak** yukarıdaki gibi **döner anotlu bir X-ışını** tüpü ile oluşturulur. X-ışınları, **hızlandırılmış elektronların** anoda çarpmaları ile **X-ışın tüplerinde** üretilirler.

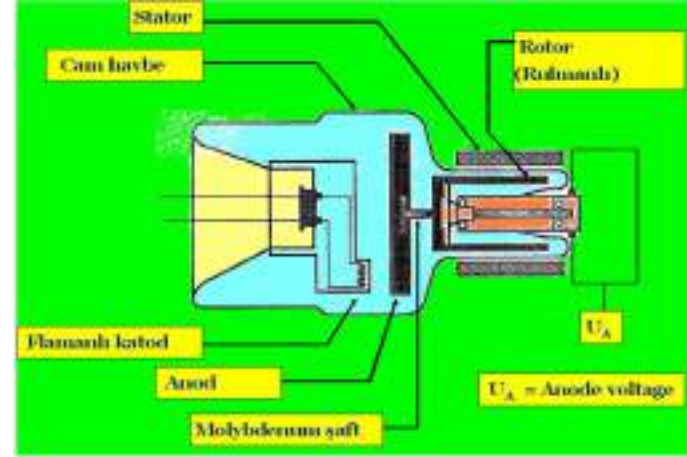
Cam tüp **vakumludur (hava boşaltılmıştır)**. Tüpteki gaz moleküllerinin sayısı ne kadar az olursa bu moleküllerle çarpışarak hedeften sapan elektronların sayısı da o kadar az olur.



# X-Işınlarının Oluşumu



Sabit anotlu röntgen tüpü



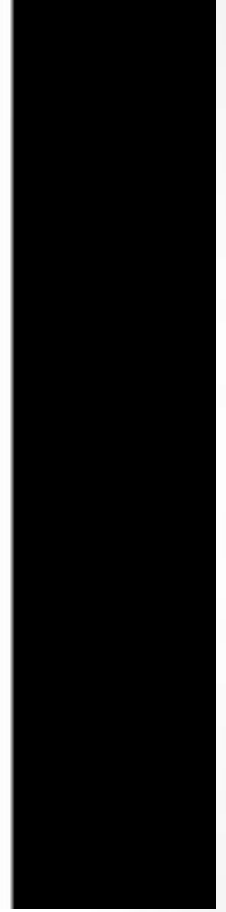
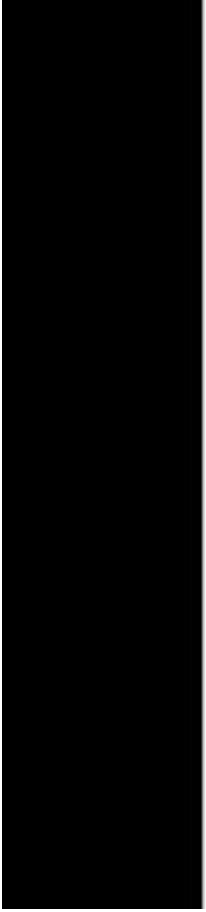
Döner anotlu röntgen tüpü

Cam tüpün bir ucunda, elektrik akımı ile ısıtılan bir filamandan oluşan **katot**, diğer ucunda ise ısıya dayanıklı **tungsten/molibdenyum**'dan yapılmış hedef levha **anot** bulunmaktadır.

Katotla anot arasına uygulanan **yüksek potansiyel farkı** katottan termoiyonik yolla yayılan elektronları ivmelendirerek hızlandırır.

Elektronlar, **ışık hızına yakın hıza** ulaşarak birkaç **keV'luk** enerjiye sahip olur ve **anoda çarparak** bir miktar ilerler. Kısa bir süre içerisinde **durur** ve bu esnada **X-ışınları** üretilir.

# X-Işınlarının Oluşumu



# X-Işınlarının Oluşumu

**V büyüklüğünde bir gerilim (voltaj) uygulandığında bir elektronun enerjisi;**

$$E = eV$$

**e = Elektron yükü,  
V = Potansiyel farkı,**

**Bu enerjiyi frekans cinsinden yazarsak;**

$$E = hf$$

**h = Planck Sabiti  
f = Frekans**

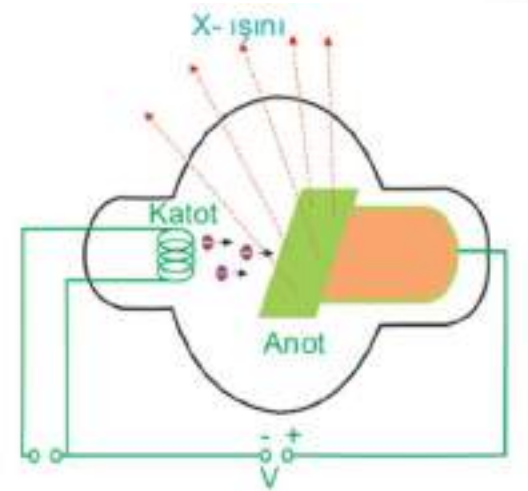
**Frekans ile dalga boyu arasındaki ilişki;**

$$c = f\lambda, \quad f = \frac{c}{\lambda}$$

**c = Işık hızı  
f = Frekans  
 $\lambda$  = Dalga boyu**

**Sonuç olarak sahip olunan kinetik enerji:**

$$E = h \frac{c}{\lambda}$$



# X-Işınlarının Oluşumu

Örnek:

1. Bir x-ışın tüpüne **30.000 V** gerilim uygulandığında bir elektronun anoda çarpma öncesindeki **hızını** bularak, ışığın boşluktaki hızıyla karşılaştırınız.

**Çözüm:**

Elektronların frekans enerjisi ve kinetik enerjilerini eşitlersek;

$$\frac{1}{2}mv^2 = eV \rightarrow v^2 = \frac{2eV}{m}$$

$e$ = Elektronun yükü ( $1.602 \times 10^{19}$  C)

$V$ = Uygulanan gerilim ( $3 \times 10^4$  V)

$m$ = Elektronun kütlesi ( $9.11 \times 10^{-31}$  kg)

Çarpışma öncesi **elektronun hızı**;

$$v^2 = \frac{2 \times 1.602 \times 10^{-19} \times 3 \times 10^4}{9.110 \times 10^{-31}} = 1.055 \times 10^{16}, \quad v = 1.002 \times 10^8 \text{ m/s}$$

Işığın boşluktaki hızı:  **$2,998 \times 10^8$  m/s** olduğuna göre, çarpışma öncesi elektronun hızı, ışık hızının üçte birine eşittir.

# X-Işınlarının Oluşumu

Örnek:

1. Bir x-ışın tüpüne **30.000 V** gerilim uygulandığında bir elektronun anod ile çarpışması **sonrasında üretilen X-ışınının en küçük dalga boyunu** bulunuz.

**Çözüm:**

Bazı elektronlar tüm enerjilerini tek bir çarpışmada serbest bırakırlar. Bazıları ise farklı davranarak, ardışık çarpışmalar nedeniyle yavaş yavaş enerjilerini serbest bırakırlar. Bu durumda, salınan enerji ile üretilen X-ışınları (foton), tek bir çarpışmada tüm enerjisini boşaltan X-ışınlarının enerjisine kıyasla daha az enerjiye sahiptir.

$$c = f_{max} \lambda_{min}, \lambda_{min} = \frac{c}{f_{max}}, eV = hf_{max}$$

$$\lambda_{min} = \frac{c}{f_{max}} = \frac{hc}{eV} = \frac{(6.626 \times 10^{-34}) \times (2.998 \times 10^8)}{(1.602 \times 10^{-19})V} = \frac{(12.40 \times 10^{-7})}{V}$$

Dalga boyu nanometre, gerilim kV. cinsinden alınır bu ifade;  **$\lambda V = 1.24$**  şeklinde genelleştirilebilir.

Bu soru için  **$\lambda_{min} = \frac{1.24}{30} = 0.041 \text{ nm}$**  olarak bulunur.

# X-Işınlarının Oluşumu

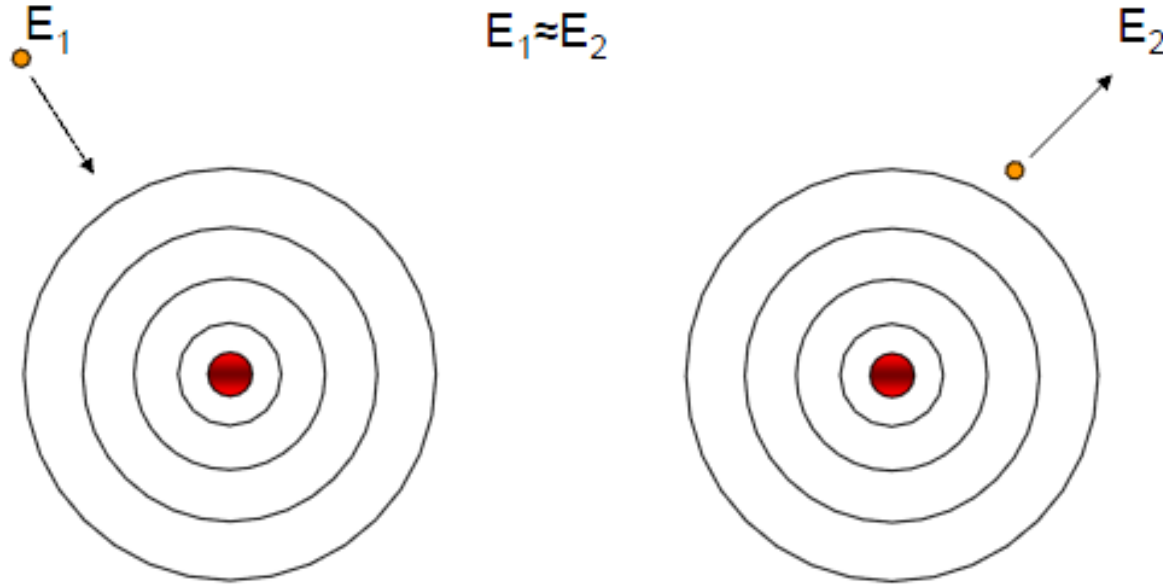
Filamandan çıkan elektronların hedefle çarpması sonucunda dört farklı etkileşim olur;

- Gelen elektronlar **hedefteki atomlarla elastik** (enerji kaybına sebep olmayan veya çok az sebep olan) bir şekilde çarpışır.
- Gelen elektronlar hedefteki **atomların dış yörünge elektronlarıyla elastik olmayan** bir şekilde çarpışır.
- Gelen elektronlar hedefteki **atomların çekirdekleriyle elastik olmayan** bir şekilde çarpışır.
- Gelen elektronlar hedefteki atomların **iç yörünge elektronlarıyla elastik olmayan** bir şekilde çarpışır.

# X-Işınlarının Oluşumu

Gelen elektronların hedefteki atomlarla elastik (enerji kaybına sebep olmayan veya çok az sebep olan) bir şekilde çarpışması.

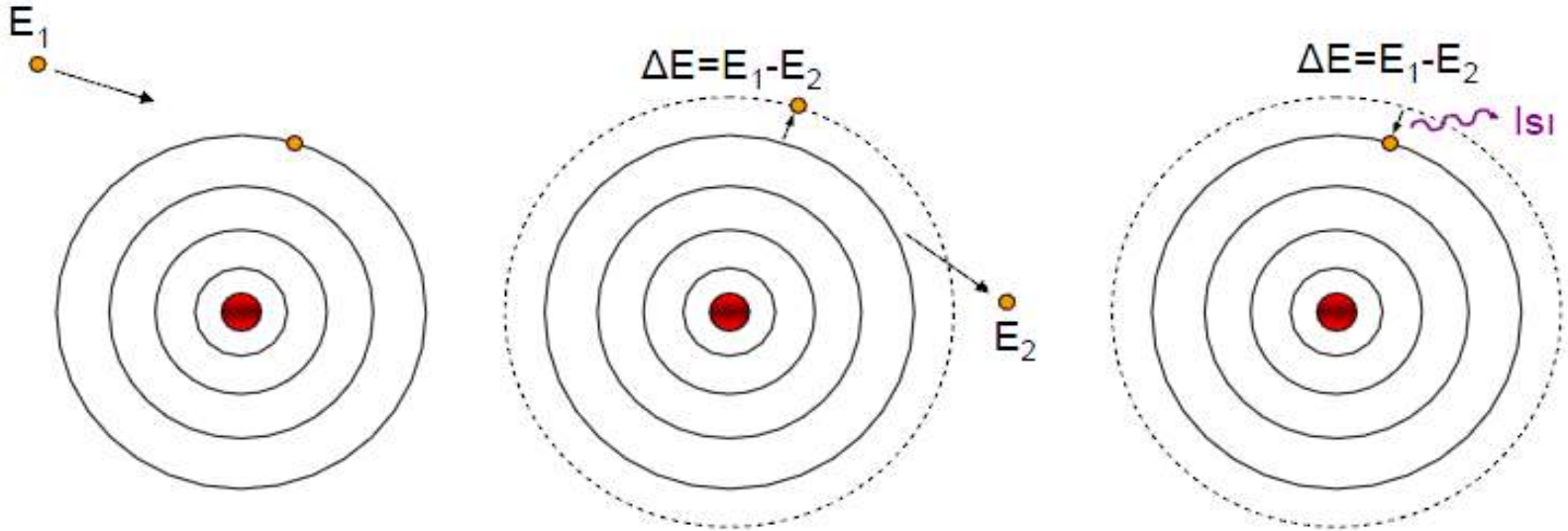
- Çarpışma elastik olduğu için elektron sahip olduğu kinetik enerjiyi kaybetmeden (veya çok az bir kısmını kaybederek) yoluna devam eder.



# X-Işınlarının Oluşumu

Gelen elektronların hedefteki atomların **dış yörünge elektronlarıyla** çarpışması sonucunda gelen elektron, enerjisinin bir kısmını **dış yörüngedeki elektrona** aktarır. Kazanılan bu enerji elektronunu atomdan koparmaya yetmez ancak, elektronun kinetik enerjisi bir miktar artar. Atomun kararlı konumuna dönebilmesi için, söz konusu elektron kazandığı kinetik enerjiyi kaybederek eski enerji konumuna geri döner ve **çarpışma esnasında kazandığı enerjiyi ısı enerjisi** olarak dışarıya verir.

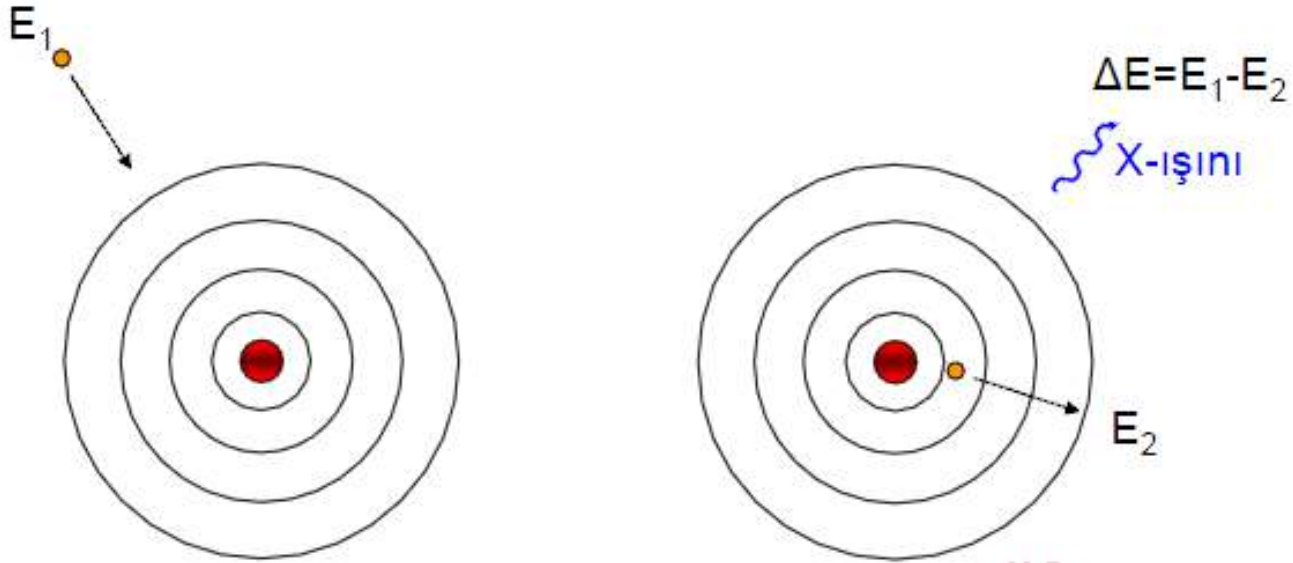
**Elektronların toplam enerjisinin %99'u** bu yolla ısı enerjisine dönüşür. Diğer bir deyişle yaklaşık **%1'lik bir enerji** x-ışınlarına dönüşür.





# X-Işınlarının Oluşumu

Gelen elektronlar hedefteki atomların **çekirdekleriyle çarpışması**; esnasında gelen elektronlar **çekirdeğin etkisi** altında sahip oldukları kinetik enerjinin bir kısmını kaybederler. Kaybedilen **bu kinetik enerji X-ışınları** olarak ortaya çıkar.

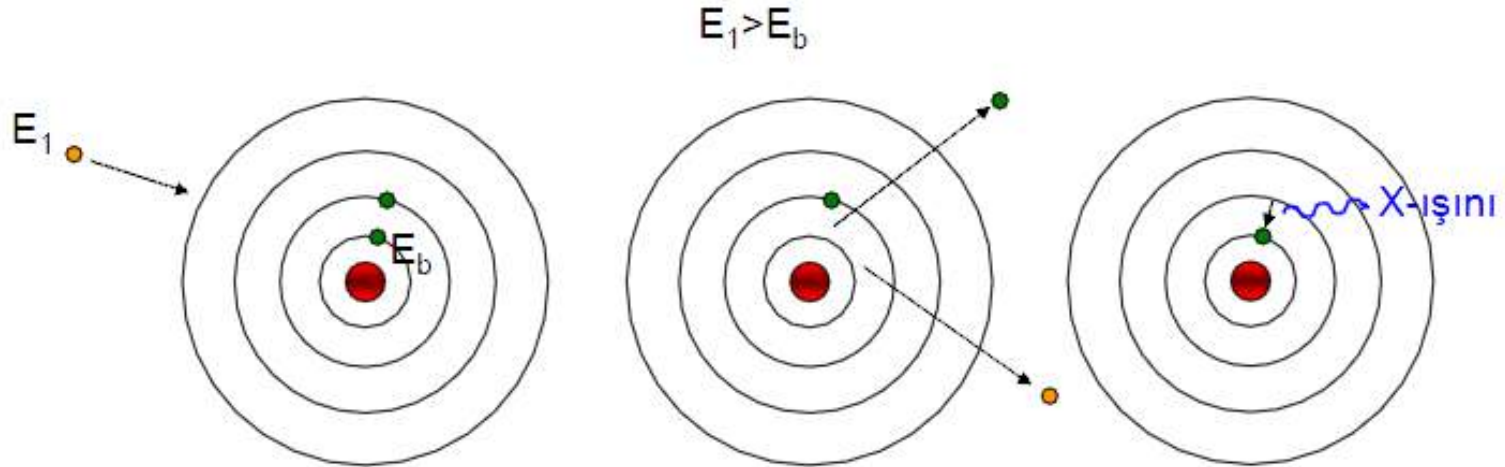


# X-Işınlarının Oluşumu

Gelen elektronların hedefteki atomların **iç yörünge elektronlarıyla** çarpışması durumunda;

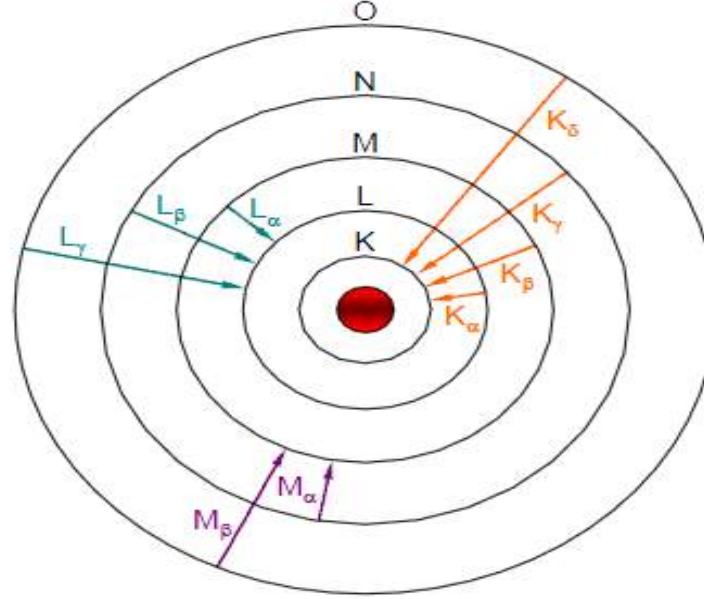
Eğer gelen elektronlar **çekirdeğe yakın yörüngeden** elektron koparırsa atomlar kararlıklarını kaybeder, kararlı hale gelebilmek için **dış yörünge elektronları iç yörüngedeki elektron boşluklarını** doldururlar.

Dış yörünge elektronlarının enerjileri iç yörünge elektronlarının enerjilerinden **daha yüksek olduğu için**, doldururken belli bir miktar enerji kaybederler. Bu **kaybedilen enerji X-ışını** şeklinde ortaya çıkar. Ortaya çıkan X-ışının enerjisi **elektron alışverişi yapan yörüngelerdeki elektronların bağlanma enerjilerinin farkına** eşittir.

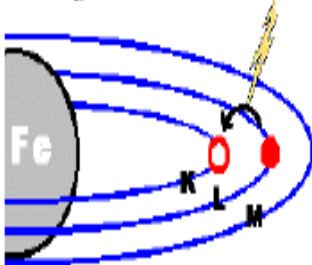


# X-Işınlarnının Oluşumu

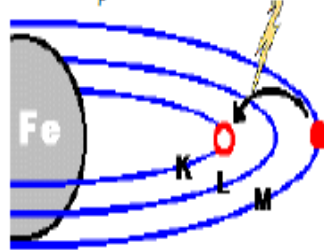
- Orbitaller arasındaki elektron geçişi ve oluşan X-ışınlarının isimlendirilmesi.



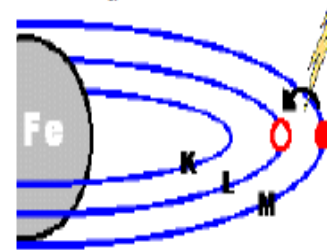
Fe K<sub>α</sub> X-ışınları (6400 eV)



Fe K<sub>β</sub> X-ışınları (7057 eV)



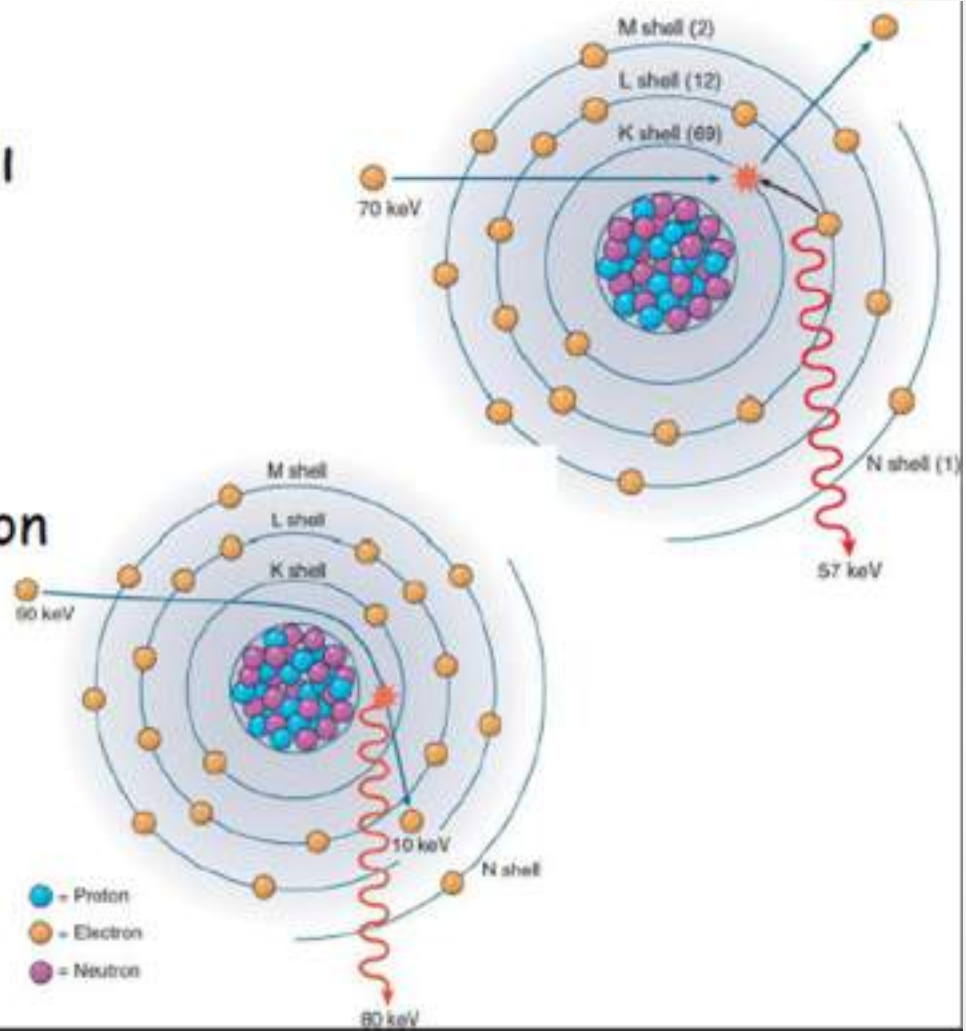
Fe L<sub>α</sub> X-ışınları (704 eV)



Fe (Demir) Atomunun Karakteristik X-ışını Enerjileri

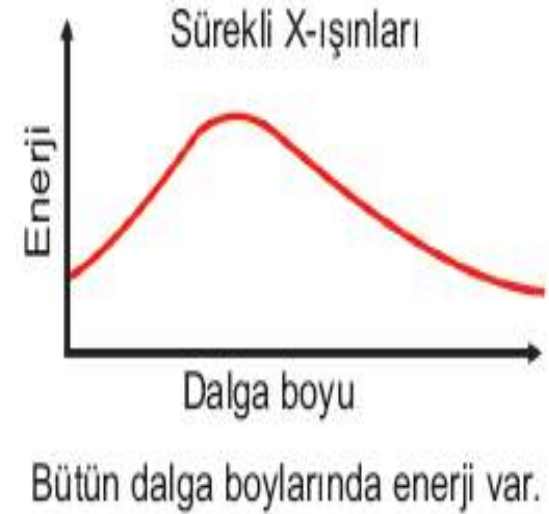
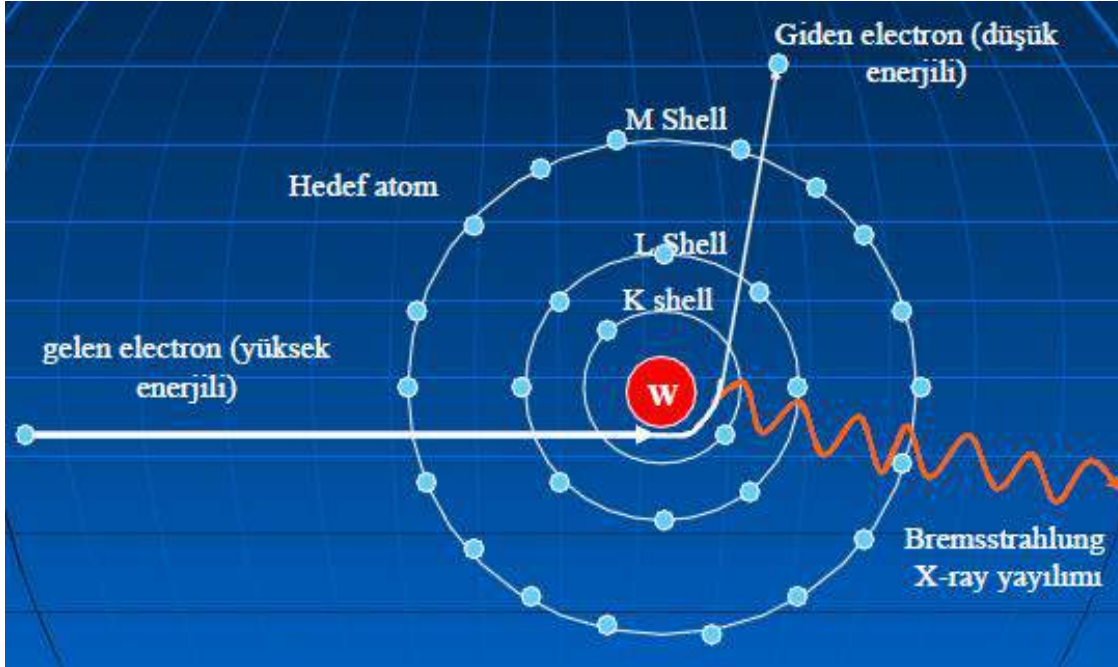
# X-Işınlarının Oluşumu

- Elektronların anoda (Fokal spot) çarpması sonucu:
- Isı (%99,8)
- X-Işınları (%0,2)
  - Karakteristik radyasyon
  - Frenleme radyasyonu



# X-Işınlarnının Oluşumu

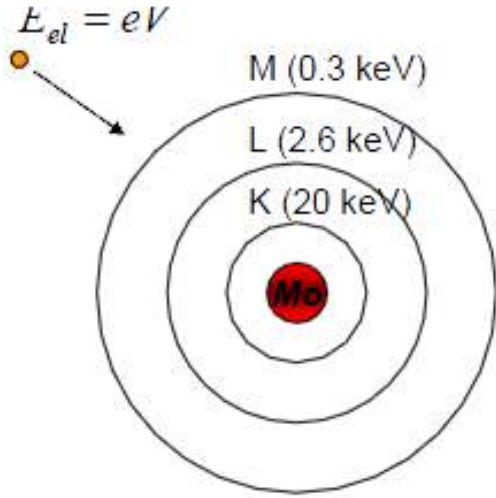
Katottan çıkan (-) yüklü elektronların, hedef atomun (+) yüklü çekirdek yükü Coulomb kuvvetleri tarafından yavaşlatılması sonucunda her enerji düzeyinde X-ışını oluşabildiğinden, oluşan **X-ışınlarına Frenleme Radyasyonu (Braking=Bremsstrahlung) veya sürekli spektrum x-ışınları adı verilir.**



**X-ışının büyük bir kısmı (% 70-85) bu şekilde ortaya çıkmaktadır.**



# Yapay X-Işınlarının Oluşumu



$$E_{el} = eV$$

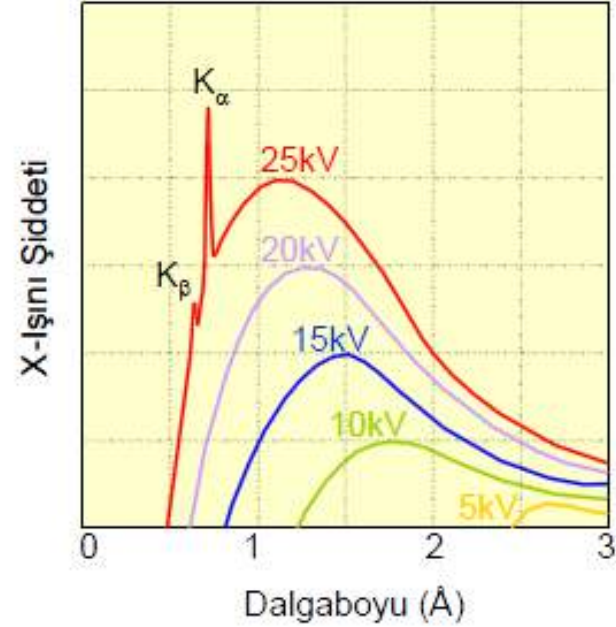
$$E_{x-ışını} = h\nu = h \frac{c}{\lambda}$$

$$E_{x-ışını} = E_{el}$$

$$h \frac{c}{\lambda} = eV$$

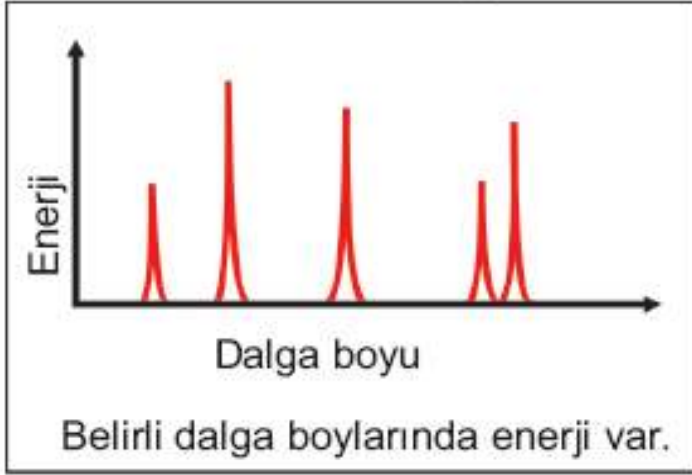
$$\lambda_{min} = \frac{hc}{eV}$$

Voltaj (kV)	Elektron Enerjisi (keV)	Minimum Dalga Boyu (Å)
5	5	2.4800
10	10	1.2400
15	15	0.8267
20	20	0.6200
25	25	0.4960



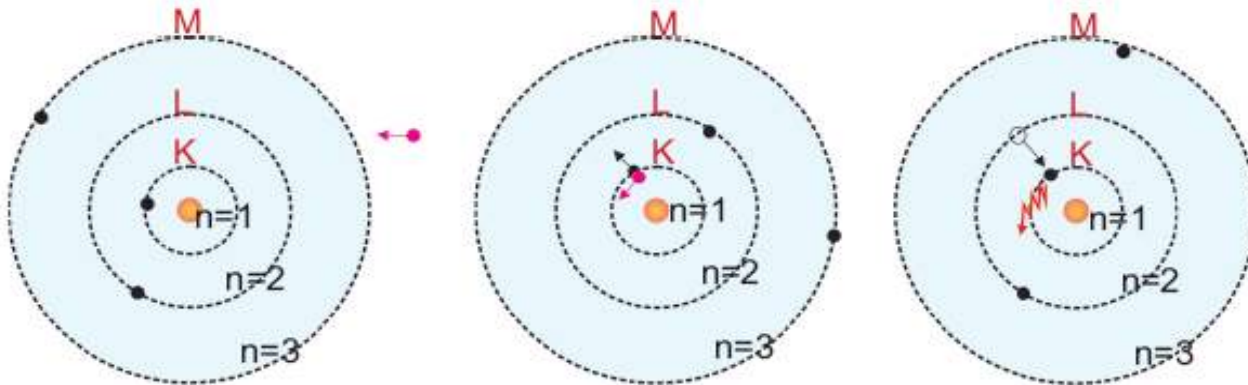
# X-Işınlarının Oluşumu

Karakteristik X-ışınları



Katottan çıkan elektronların hedef atomun K iç yörüngesindeki elektronlardan birine çarparak onu üst yörüngeye çıkarması sonucunda X-ışını oluşur. Üst yörüngedeki elektron temel hâle dönerken iki yörünge arasındaki enerji düzeyleri farkı kadar enerjiye sahip X-ışını yayar. Bu yolla oluşan ışınlar **karakteristik x-ışını** denir.

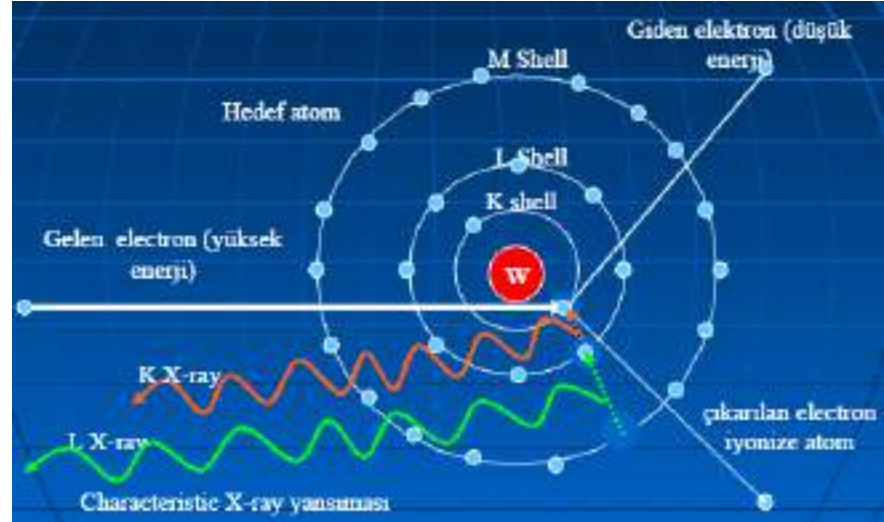
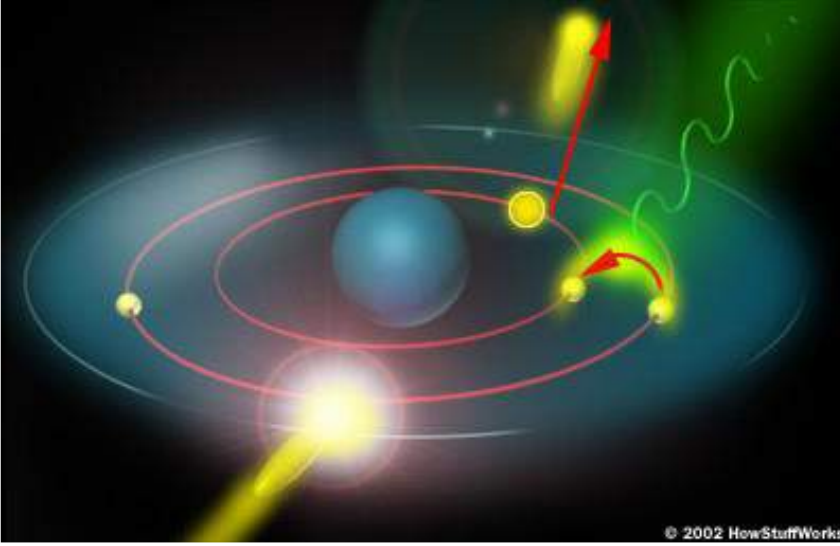
**Karakteristik radyasyon tanısal radyolojide kullanılan x ışınlarının % 15-30'unu oluşturur.**



Şekil 2 : Karakteristik X-ışını eldesi

# X-Işınlarının Oluşumu

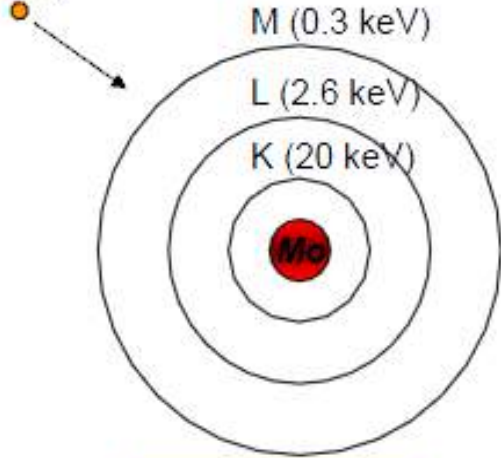
## Karakteristik X-ışını Oluşumu





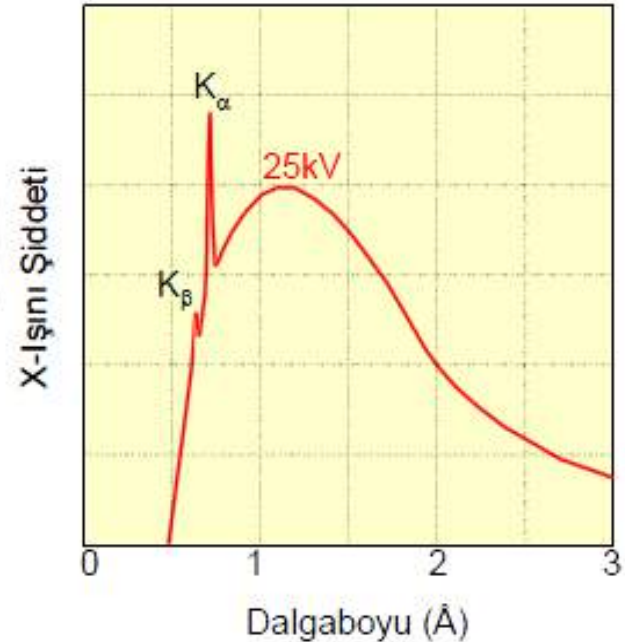
# Yapay X-Işınlarının Oluşumu

$$E_{el} = eV$$



$$E_{x-ışını} = h\nu = h \frac{c}{\lambda}$$

$$\lambda = \frac{hc}{E_{x-ışını}}$$

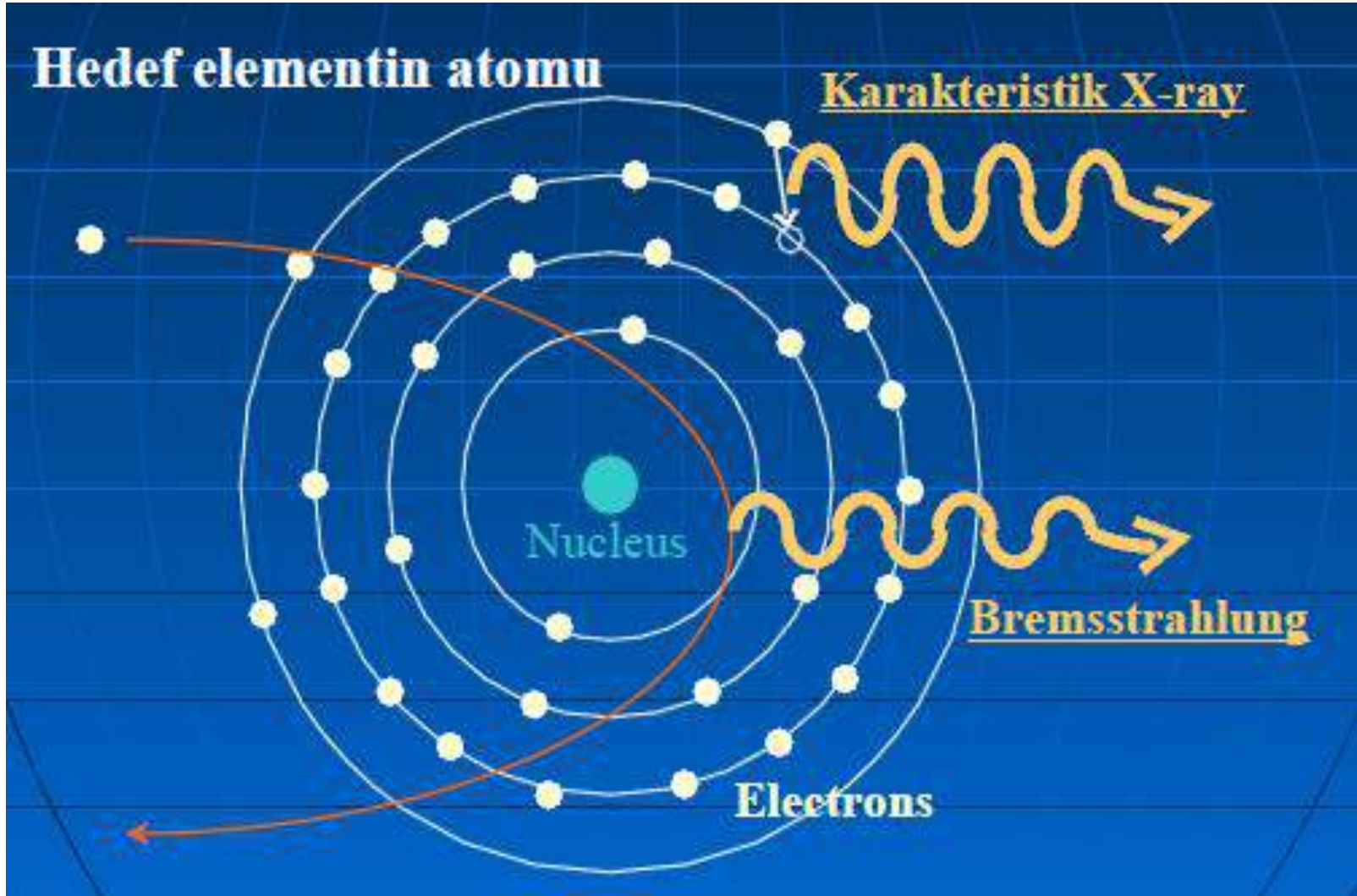


$K_{\alpha}$  x-ışınlarının şiddetinin  $K_{\beta}$  x-ışınlarının şiddetine göre daha yüksek olmasının sebebi: K kabuğunda oluşacak bir elektron boşluğunun L kabuğundan gelecek bir elektronla doldurulma olasılığının, M kabuğundan gelecek bir elektronla doldurulma olasılığından daha yüksek olmasıdır.

$$\lambda_{K_{\alpha}} = \frac{(6.626 \times 10^{-34} \text{ j} \cdot \text{sn})(2.998 \times 10^8 \text{ m/sn})}{(20 - 2.6) \times 10^3 \times (1.602 \times 10^{-19})} \times 10^{10} = 0.7126 \text{ \AA}$$

$$\lambda_{K_{\beta}} = \frac{(6.626 \times 10^{-34} \text{ j} \cdot \text{sn})(2.998 \times 10^8 \text{ m/sn})}{(20 - 0.3) \times 10^3 \times (1.602 \times 10^{-19})} \times 10^{10} = 0.633 \text{ \AA}$$

# Yapay X-Işınlarının Oluşumu

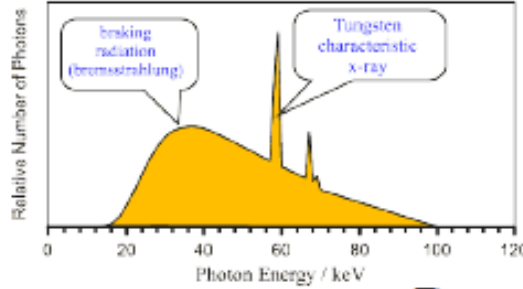


# X-Işınlarının Oluşumu

## Frenleme

- Foton enerjisi başlangıçtaki elektron enerjisi kadardır
- Hedefin  $Z^2$  kadar oluşma olasılığı var
- >100 kVp'de ışın demetinin %85'ni oluşturur
- Enerji arttıkça spektrumun açısı dikleşir
- X ışın enerjisi heterojendir

Calculated X-ray Spectrum 100kV, Tungsten target 13° angle



## Karakteristik

- Foton enerjisi iki yörünge arasındaki bağlanma enerjisi farkına eşittir
- Hedefin  $Z^2$  kadar oluşma olasılığı var
- 70 kVp altında oluşmaz
- 100 kVp'de ise X-ışın demetinin %15'ni oluşturur
- Oluşan X ışını mono-enerjetiktir

# X-Işınlarının Oluşumu

• Hedefe çarptırılan elektronlardan büyük çoğunluğunun **enerjisi ısıya dönüşür**. Bu elektronlardan çok azı, **hedef levhanın atomlarıyla tek bir çarpışmada enerjisinin tümünü kaybeder ve X-ışını oluşturur**. Bombardımanı gerçekleştiren elektronun tüm enerjisi tek X-ışınına verildiğinden; (Bu eşitliğe "Duane-Hunt Kanunu" denir.)

$$E = eV = hv_{\max} = \frac{hc}{\lambda_{\min}} = \frac{1}{2}m_e v_{\max}^2 \text{ olur.}$$

Burada;

E : Çarpışma anında elektronun sahip olduğu enerjisi,

e : Elektronun yükünü ( $1,6018 \times 10^{-19}$  C),

V : Hızlandırıcı gerilimi,

h : Plank sabitini ( $6,626 \times 10^{-34}$  Js),

$v_{\max}$  : Oluşan X-ışınlarının maksimum frekansını,

$\lambda_{\min}$  : Oluşan X-ışınlarının minimum dalga boyunu,

$m_e$  : Elektronun kütlesini,

$v_{\max}$  : Hedefe çarpan elektronların maksimum hızını ifade eder.

# Örnek:

Hızlandırma potansiyeli 100.000 V olan bir X-ışını tüpünde oluşan ışınımın en kısa dalga boyu kaç Å dur?

## Çözüm

$E = eV = \frac{hc}{\lambda_{\min}}$  eşitliğinden  $\lambda_{\min}$  i çekerek sabit değerleri yerine yazarsak;

$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{eV} = \frac{6,62 \cdot 10^{-34} \cdot 3 \cdot 10^8}{1,6 \cdot 10^{-19} \cdot 10^5} = \frac{19,86 \cdot 10^{-26}}{1,6 \cdot 10^{-14}}$$

$$\lambda_{\min} = 12,4 \cdot 10^{-12} \text{ m} = 0,124 \text{ Å olur.}$$



# X-Işınlarının Oluşumu

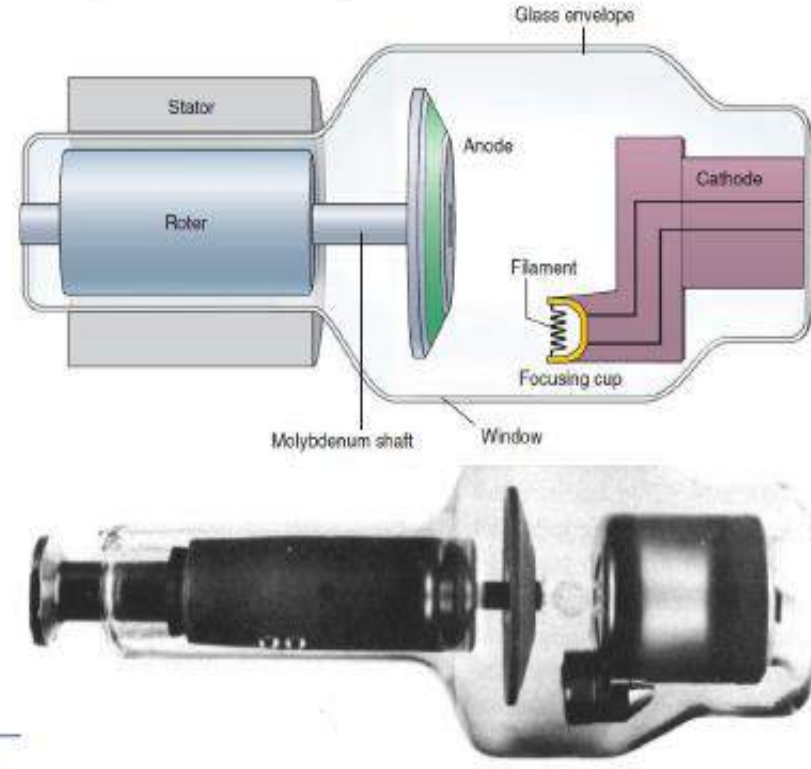
$$E = eV = hv_{\max} = \frac{hc}{\lambda_{\min}} = \frac{1}{2}m_e v_{\max}^2 \text{ olur.}$$

- X-ışını tüpünde katotta üretilen **elektronların hızı** levhalar arasında oluşturulan **gerilimle doğru orantılıdır**.
- Elektronların **hızı ne kadar büyükse** oluşan X-ışınlarının **dalga boyu da o kadar küçük** olur.
- Ayrıca katottan çıkan elektronlar **anotta ne kadar kısa sürede durdurulursa** oluşan X-ışınlarının **frekansı da o kadar büyük** olur.

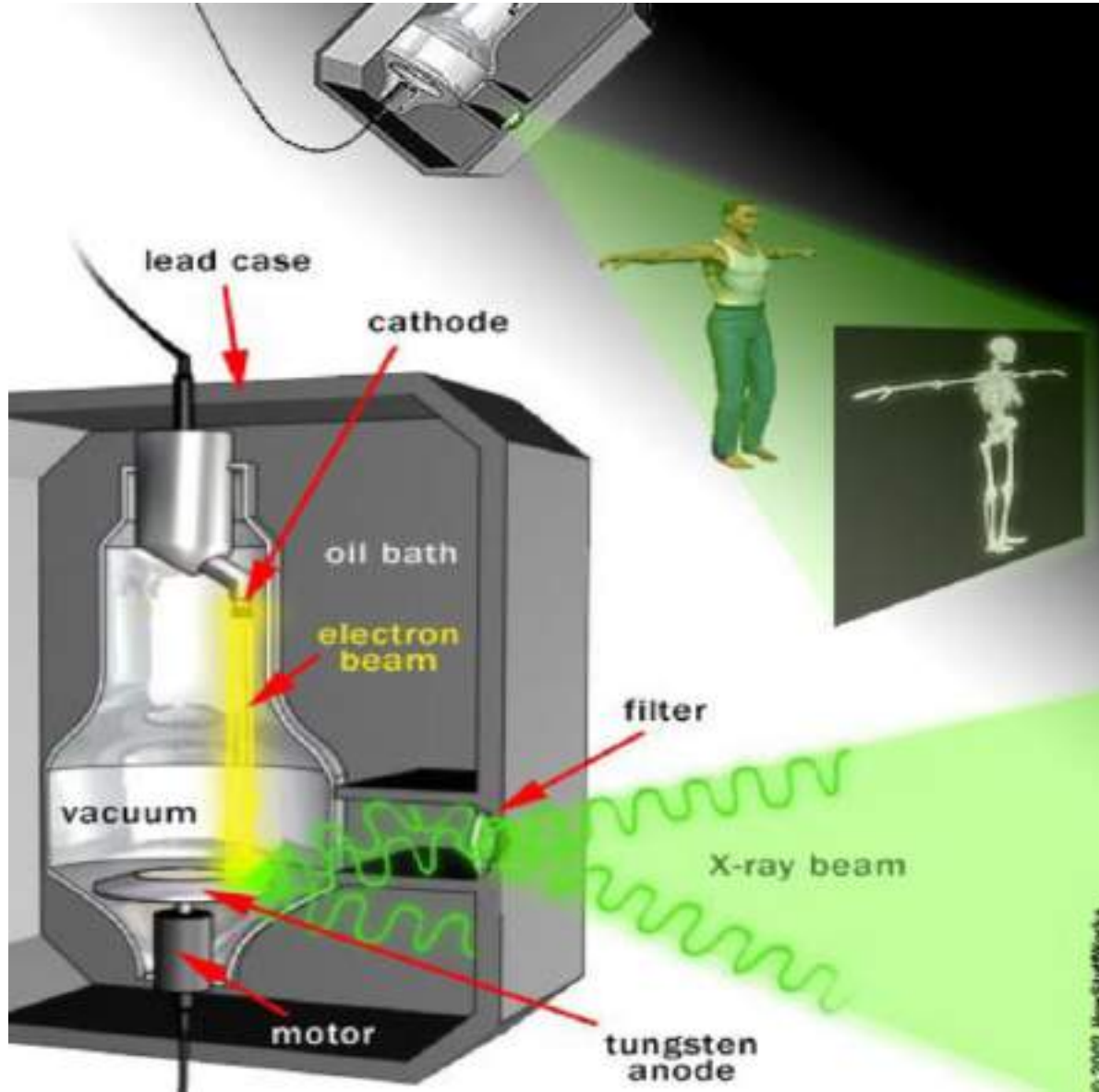
# X-Işın Tüpünün Yapısı

**X-ışınının üretilmesini ve aynı zamanda uygulanacak dokuya göre sınırlandırılmasını** sağlayan bloklardır.

- Uygun intensite (akım=mAs) ve enerjide (kVp) akım ile istenilen miktar ve kalitede (penetran) x ışını üretir
- Cam Tüp
  - Anot /Katot
  - Yağ tabakası
  - Haube
    - Kurşun koruyucu
    - Metal kılıf
  - Pencere (5 cm<sup>2</sup>)



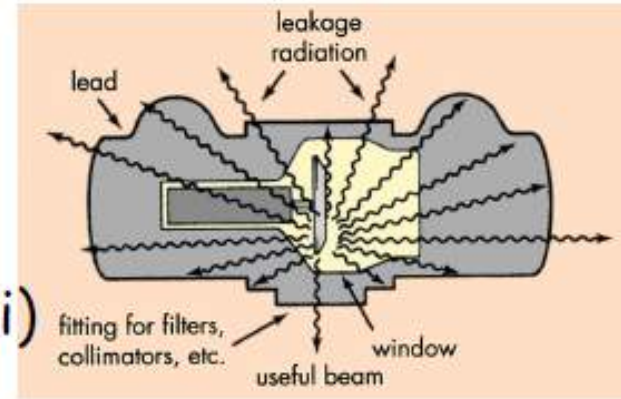
# X-Işın Tüpünün Yapısı





# X-Işın Tüpünün Yapısı-Haube (Dış kılıf)

- Radyasyon:
  - Yayılan X ışınlarını izotropik olarak absorbe eder
  - Kaçak: 1 m de  $<100$  mR/h (FDA)
  - Yararlı ışınlar "pencereden" çıkar
- Elektrik:
  - Yüksek voltaj kabloları izolasyonu
- Isı: (tüp tipine göre)
  - Yağ dolu (hem izolatör hem ısı emici)
  - Soğutma fanları
  - Aktif ısı dağıtıcı (su veya yağ kullanılabilir)



# X-Işın Tüpünün Yapısı- Cam kılıf

- Vakumu sağlar:
  - Tüp içinde gereksiz elektron akımını engeller
  - Gazın genişmesi tüpü kırabilir
  - Gaz oluşursa tüp yetersiz ışın üretir
- Pyrex Cam:
  - Yüksek ısıya dayanıklı
  - İnce pencere ( $\sim 5 \text{ cm}^2$ ) yararlı ışın çıkışı sağlar
  - Yüksek kapasiteli tüplerde metal kılıf olabilir



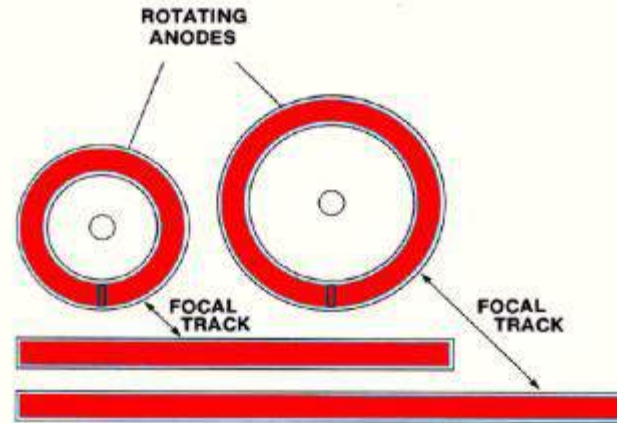
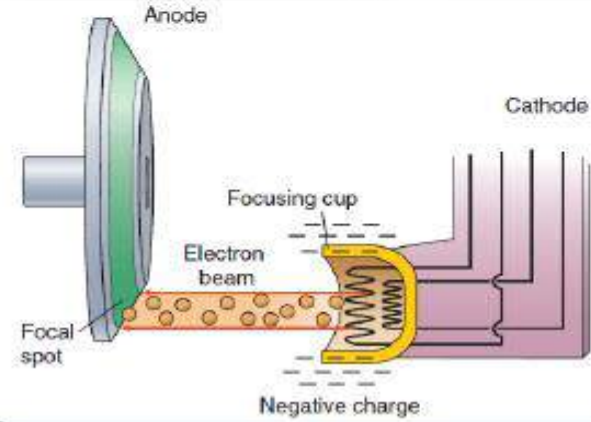
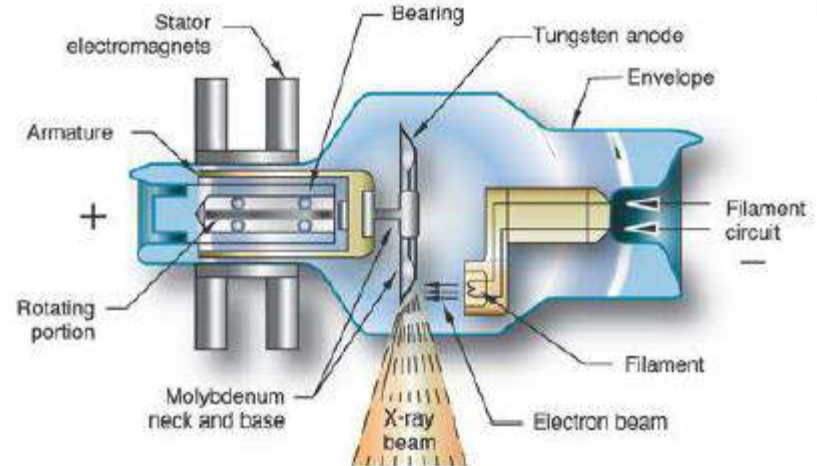
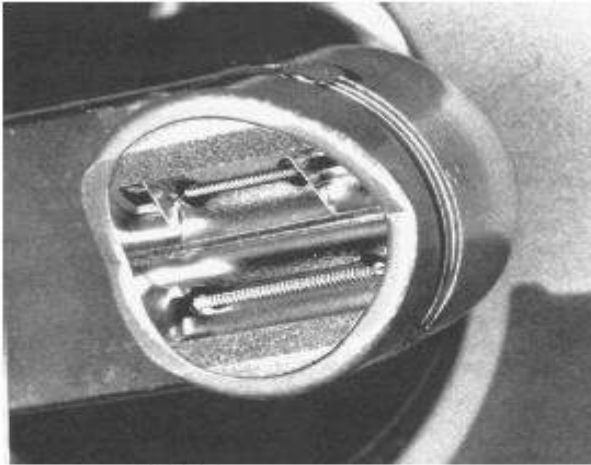
# X-Işın Tüpünün Yapısı- Katot ve Anot

## Katot: Tüpün Negatif Ucu

2 mm çapta, 1-2 cm uzunlukta **Filaman** ve odaklayıcı başlıktan oluşur.

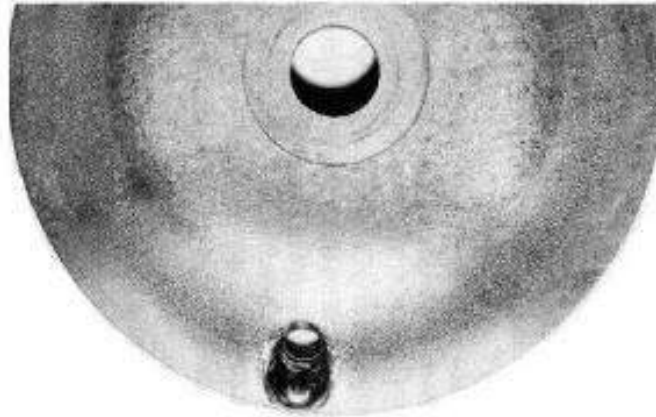
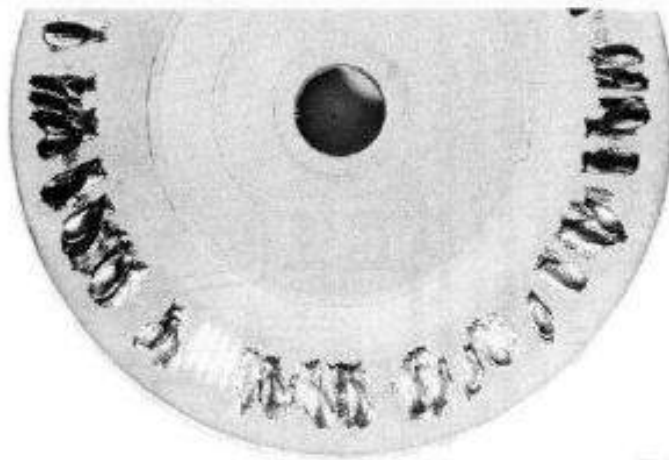
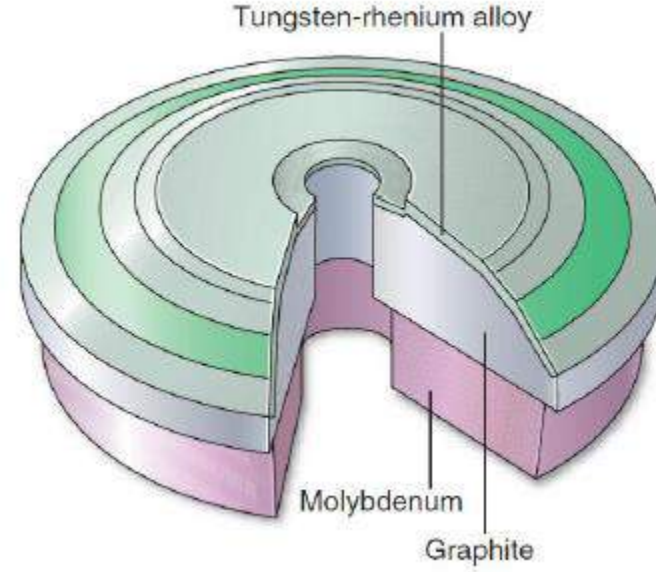
## Anot: Tüpün Pozitif Ucu

Isı kapasitesini artırmak için **döner bir disk** haline getirilir ve yüzeyi genişletilir.



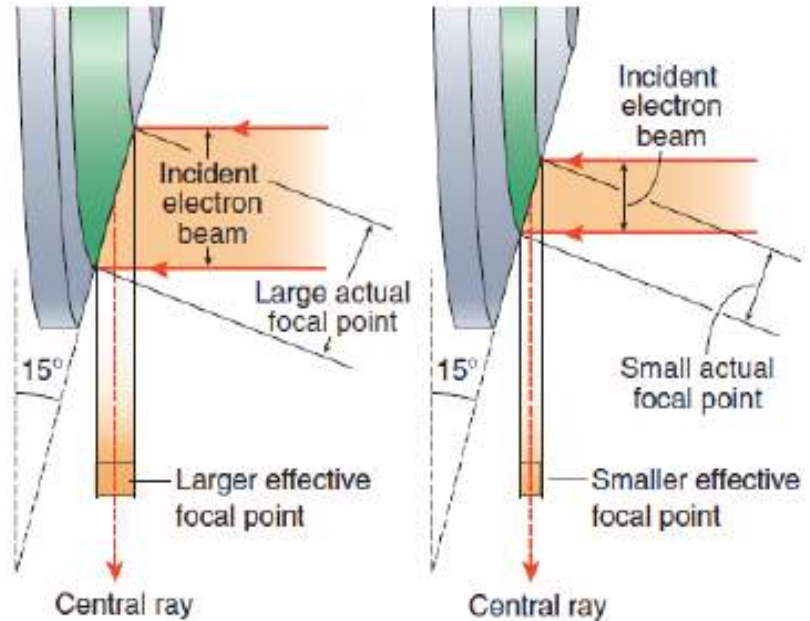


# X-Işın Tüpü – Anodun Yapısı



# X-Işın Tüpü – Fokal Spot

- Radyografik kaliteyi ve tüpün ısı kapasitesini arttırmak ve ömrünü uzatmak için elektronlar anotta belli bir alana odaklanır (fokal spot)



# X-Işın Tüpünün Yapısı- Isı Kapasitesi

- Isı birimi (HU):
  - Anotta depolanan enerjinin (ısı) birimi
  - $HU = kVp \times mA \times sn$  (tek-faz)
  - $HU = kVp \times mA \times sn \times 1.35$  (3-faz)
  - HU enerji birimi = güç ( $I \times V$ ) x zaman
  - HU tüpten geçen total elektrik enerjisini hesaplar ve çoğu (>99%) ısı şeklinde sonlanır
- Hangisi iyi ?:
  - Tek ekpojur tüplerde en yüksek olanı
  - Seri ekpojur için total süre
  - Anodun soğutulma kapasitesi (floroskopi)



# X-Işın Tüpünün Isı Kapasitesi

**Örnek;** 50 kV, 200mA ve 0,2 sn değerlerinde ışınlama faktörleri kullanılarak yapılan bir ışınlama sonucu meydana gelen ısı nedir?

**Çözüm:** Isı birimi (HU) = kV. mA . s olduğundan; HU = 50x200x0,2 = 2000'dir.

Eğer bu ışınlama faktörlerinin uygulandığı tüpün ısı biriktirme kapasitesi **2000 ısı biriminden fazla ise**, bu ışınlama faktörleri tüpe emniyetle uygulanabilir.

Eğer bu örnekte adı geçen tüpün ısı biriktirme kapasitesi 20000 HU ise bu ışınlama faktörleri kullanılarak birbirini ardına **10 kez ışınlama** yapılabilir.

# X-Işın Tüpünü Koruma

Dikkatli kullanım ile tüp uzun ömürlü olur.

1. **Ekspojur (çekim)** zamanının kısa tutulması,
2. **mA ve kvp** faktörlerinin **düşük** kullanılması,
3. Daha hızlı **imaj reseptörlerinin (detektör, algılayıcı)** kullanımı tüpün ömrünü uzatır.

X-Işın tüplerindeki bir çok arıza tüp içerisindeki yüksek ısıya bağlıdır.

Anotda oluşan yüksek ısı radyasyon yolu ile azalır. Kalan ısı anotdan **rotora ve gövdeye** iletilir, iletken **yağa** geçerek soğutulur ve kalanı ortama ulaşır. Isıdan meydana gelebilecek hasardan korunmak için anodun fazla ısınmasını önleyen çekim teknikleri kullanılmalıdır.

Filamandaki tungsten malzeme yüksek ısıya maruz kaldığından zamanla incelir ve sonunda kopabilir. Tüp kapasitesinin ve uygun kullanım faktörlerinin yazılı olduğu **tüp kullanım grafikleri** mevcuttur. Bu grafiklerde belirtilen parametrelerde çekim yapılarak tüp ömrünün uzaması sağlanır.



# X-Işınlarının Ölçülmesi (Kantite)

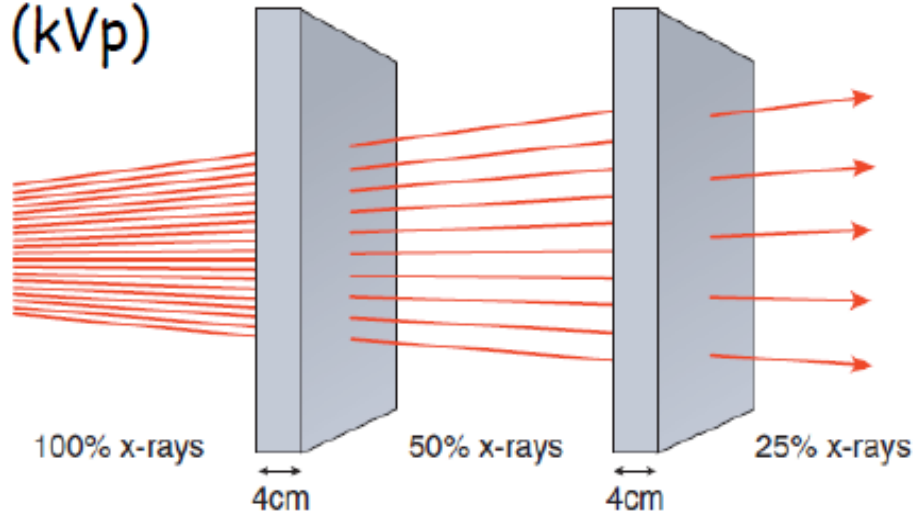
- Işın demetindeki fotonların sayısı ile enerjilerinin çarpımıdır.
- Röntgen\*/dk ile ölçülür.
- Işın demetinin şiddetini belirleyen faktörler
  - X-ışını tüpünün akım şiddeti (mAs)
  - X-ışını tüpünün gerilimi (kVp)
  - Hedef anot materyali
  - Filtrasyon
  - Tüp voltajının dalga şekli
  - Mesafe (Ters ilişki)



\*\*1 Röntgen, 1 santimetre küp havada  $2.08 \times 10^9$  iyon çifti oluşmasına yol açabilen radyasyon şiddetidir.

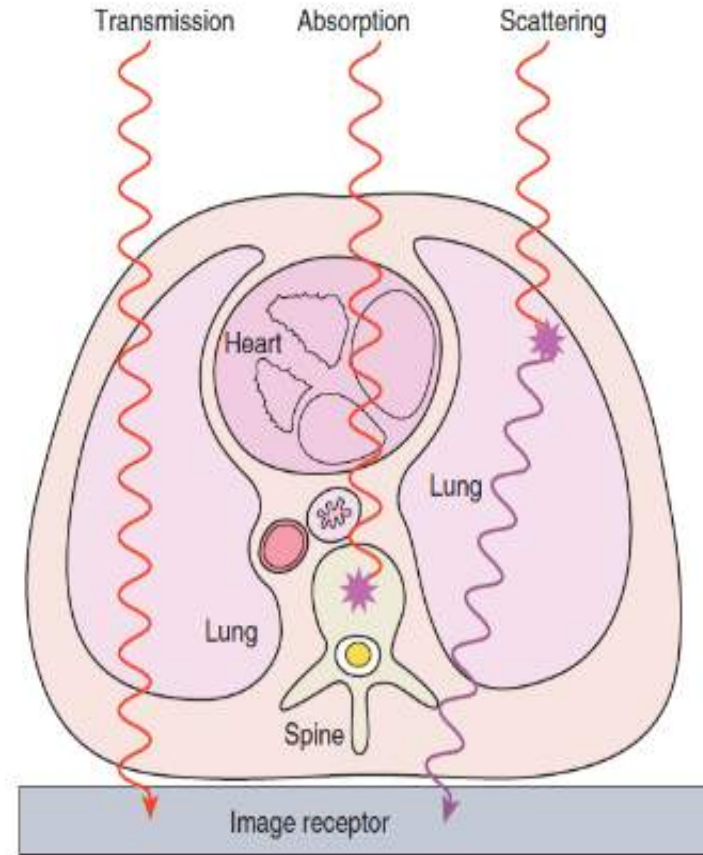
# X-Işınlarının Kalitesi

- X ışınının maddeden geçebilme özelliği
- Yarılanma değeri: X ışınının sayısal değerini yarıya indirecek emilimi sağlayan kalınlık
- 80 kVp için 1 mm Cu, 3-5 mm Al, 4-8 cm YD
- X-ışın kalitesine etki eden faktörler:
  - X-ışın tüpünün gerilimi (kVp)
  - Filtrasyon
  - Hedef anot materyali
  - X-ışın sınırlandırıcıları



# X-Işınlarının Obje İle Etkileşimi

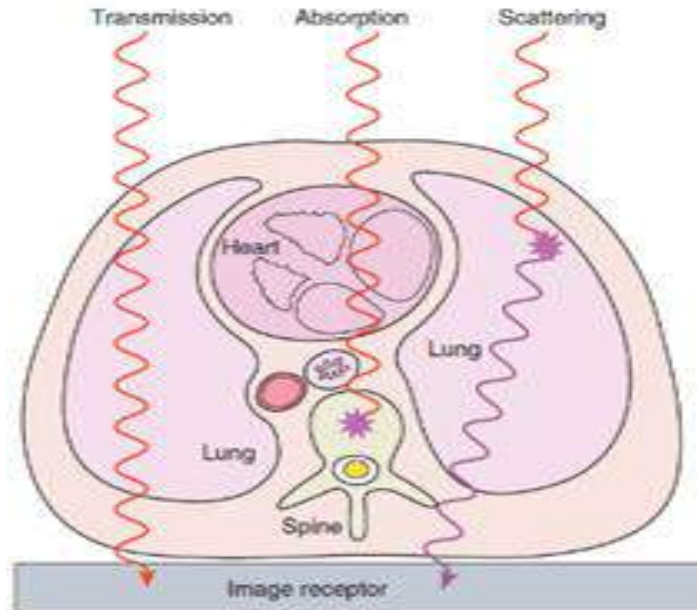
- Absorpsiyon
  - X-ışınlarının şiddeti ↓
  - Görüntü oluşumu için dokular arasında absorpsiyon farklılıkları olmalıdır
  - X ışın enerjisi arttıkça absorpsiyon ↓
- Transmisyon
  - X-ışın enerjisi (KALİTE) ile orantılıdır
- Saçılma





# X-Işınlarının Saçılması

- Saçılan radyasyon hasta hakkında yararlı bilgi taşımayan ve filmde bulanıklığa yol açan istenmeyen bir unsurdur.
- Saçılan radyasyonu etkileyen başlıca 3 faktör:
  - kV ( $\downarrow$  saçılmayı azaltır ancak kV  $\downarrow$  mAs  $\uparrow$  hastanın aldığı radyasyon dozu  $\uparrow$ )
  - Kalınlık (Azaldıkça saçılan radyasyon azalır-Kompresyon bantları)
  - Alan (Alan küçüldükçe saçılan radyasyon azalır)



# X-Işınlarının Özellikleri

- 1.** Çok **kısa dalga boyuna** (1 Å - 0,01 Å) sahip elektromanyetik dalgalarıdır.
- 2.** Boşlukta **ışık hızıyla** (300.000 km/sn) yayılır.
- 3.** Geçtiği gaz atomlarını iyonize eder. İyonizasyon etkilerinden dolayı radyolojik incelemelerin sıkça yapıldığı odaların özellikle de **zemine yakın bölgelerde yeterli havalandırma** temin edilmelidir.
- 4.** Elde edildikleri enerji düzeyleri farklı olduğundan **aynı demet içinde farklı dalga boyunda x-ışınları** bulunabilmektedir. Bu nedenle x-ışını **heterojen bir ışın demeti** şeklinde ve **Polikromatik** özelliktedir.
- 5.** Elektromanyetik dalga olduğu için ışıktaki olduğu gibi maddeden geçişi sırasında bir kısmı soğurulurken bir kısmı saçılıma uğrar. X ışınlarının **şiddeti mesafeye bağlı olarak** azalır.

# X-Işınlarının Özellikleri

- 6.** Tıpta yararlanılan X-ışınları çok yüksek enerjiye sahip olup, kurşun bloklar haricindeki **pek çok maddeden** geçebilir.
- 7.** Yüksüz oldukları için **manyetik ve elektrik alandan** etkilenmezler.
- 8.** Enine dalga olduğu için; **girişim, yansıma, kırılma ve kutuplanma** özellikleri mevcuttur. X ışını **partikülsüz dalga ışınması** olduğundan ağırlığı yoktur.
- 9.** Fotoğraf filmlerine etki eder. Görülebilen ışık gibi gümüş tuzlarının kararmasına neden olurlar. Bu sayede **film çekimi** mümkün olur.
- 10.** X ışınları üzerlerine düştüğü bazı maddelerde ışınlama süresince parıldama meydana getirmektedir. Buna x-ışınlarının **flörosans özelliği** adı verilir. Bu sayede **floroskopik incelemelerin** yapılması mümkün olmuştur.

# X-Işınlarının Özellikleri

**11. X-ışını kimyasal ve biyolojik etkiye sahip olup, canlı dokulara zarar verici etkileri vardır. Vücuttaki hücreler radyasyona duyarlı olduğundan mutlak korunmaları zorunludur. Enerjileri çok yüksek olan X-ışınları vücudumuzdaki hücrelere çarptığında onları iyonlaştırır.**

**Bunun sonucunda hücrelerin yapılarını bozabilir. X-ışınına maruz kalmış hücrelerde kanser oluşumunu kolaylaştırır.**



**Hastanelerin radyoloji bölümünde çalışanlar, X-ışınlarından korunmak için kurşun önlükler giyer. Röntgen çekimi esnasında ise kurşun kabin veya paravan kullanırlar. Ayrıca hamile bayanların radyoloji bölümlerine girerken gerekli tedbirleri almaları gerekir.**



**Biyomedikal Mühendislik Merkezi**

**Tıbbi Görüntüleme Sistemlerinin Temelleri  
Dersi**

**Konvansiyonel ve Sayısal Röntgen Cihazları**

**Elekt.Yük.Müh.Doğan D.DEMİRGÜNEŞ**

**E-posta: [ddemirgunes@gmail.com](mailto:ddemirgunes@gmail.com)**

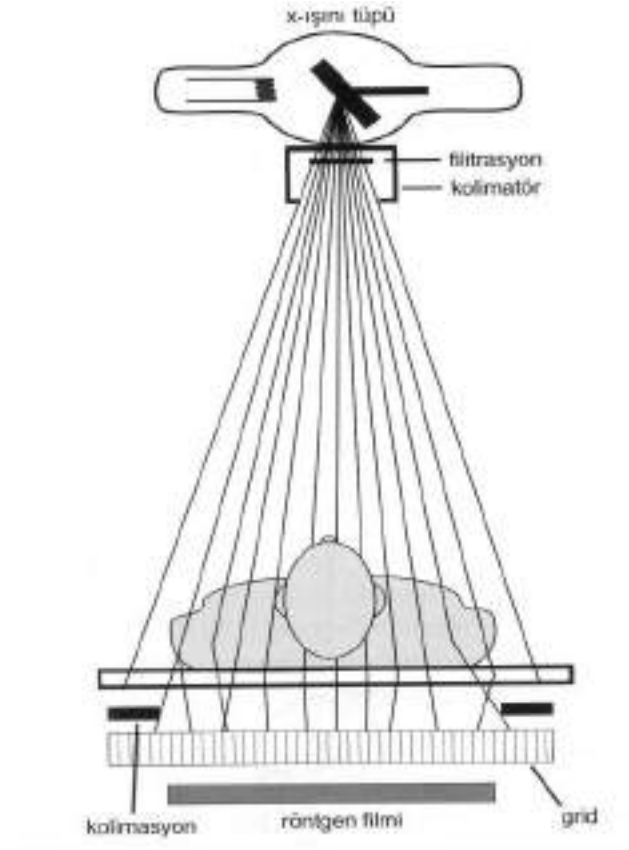
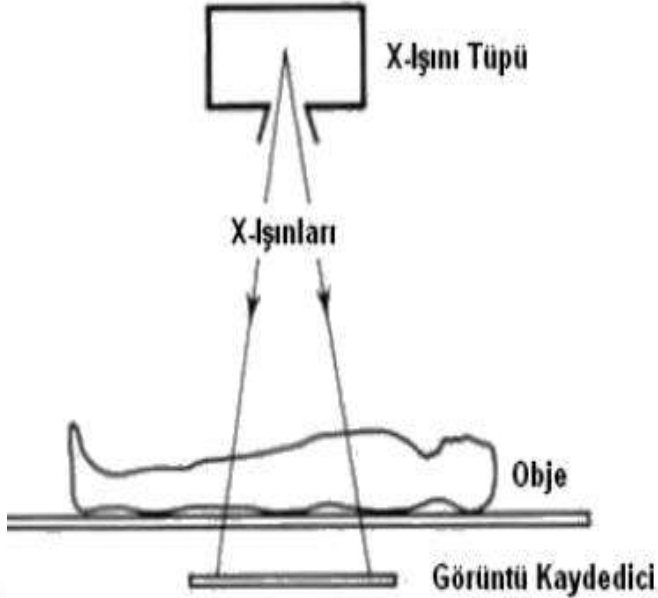
**Tel:312-304 25 11**

# İçindekiler

- Genel
- Röntgen Cihazları
- Röntgen Cihazlarının Ana Blokları
- Röntgen Cihazlarında Görüntü Oluşumu
- Konvansiyonel Röntgen Cihazları
- Sayısal Görüntü ve Sayısal Röntgen Cihazları

# Genel

X-ışınlı görüntüleme (Röntgen) sistemlerinde **temel yaklaşım**, x-ışınının **üretilmesi** ve bu x-ışınının görüntülenmek istenen bölgenin içinden geçirilmesi sonrasında, **görüntü oluşturan bir malzemenin üzerine düşürülerek** görüntünün elde edilmesine dayanmaktadır.



# Röntgen Cihazları

Röntgen cihazları görüntü alınacak organ/bölgeye ve cihazın yapısına göre;

- **Sabit röntgen** cihazları
- **C kollu röntgen** cihazları
- **Seyyar** röntgen cihazları
- **Diş** röntgen cihazları
- **Mamografi** Cihazları
- **Toraks** Cihazları

gibi çeşitlendirilebilirler.

# X-ışınılı Görüntüleme (Röntgen) Cihazları

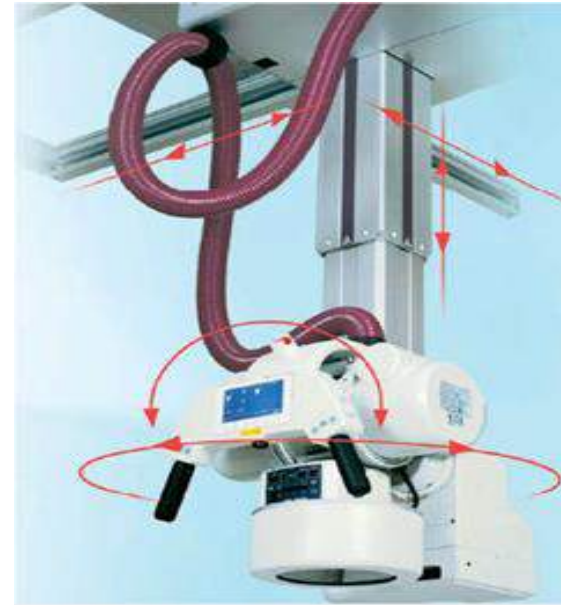
**Sabit röntgen cihazları**, kurşunlu odada **sabit bir biçimde** kullanılmak için üretilmiş cihazlardır. Radyoloji kliniklerinde ayakta hastalarda yoğun kullanıma uygundur.



# Sabit Röntgen Cihazları

Sabit röntgen sistemleri, **X-ışın tüpünü taşıyan yapılara göre farklılık** göstermektedir. Bunlar **tavan statifli** veya **yerden statifli** sistemler olarak ayrılırlar.

**Tavan Statifli Röntgen Sistemi:** Hasta yoğunluğu yüksek olan kurumlarda, x-ışın tüpü taşıyıcılarının tavana monte edildiği cihazlardır. **Tavan statifi**, her üç ekseninde rahatlıkla hareket ettirilebilir.



# Sabit Röntgen Cihazları

**Yerden Statifli Röntgen Cihazı:** X-ışın taşıyıcılarının cihazın bulunduğu zemine monte edildiği cihazlardır. Elektromanyetik frenler ile tüp statifinin dikey hareketi güvenli hâle getirilmiştir.





# Röntgen Cihazları

**C kollu röntgen (skopi) cihazları**, özellikle operasyon amaçlı kullanıma için veren ve x-ışın tüpü C şeklinde bir taşıyıcı kola monte edilmiş cihazlardır. Büyük bir kısmı **ameliyathanede** kullanıldığı için **ısıl kapasiteleri** önemlidir.



# Röntgen Cihazları

**Seyyar (mobil) röntgen cihazları**, kliniklerde, acil serviste, yoğun bakımda kolayca kullanılabilen cihazlardır. Cihaz kolay taşınabilir ve 220 V şehir şebeke gerilimiyle çalışır niteliktedir. Tek veya çift tüplü olanları vardır.



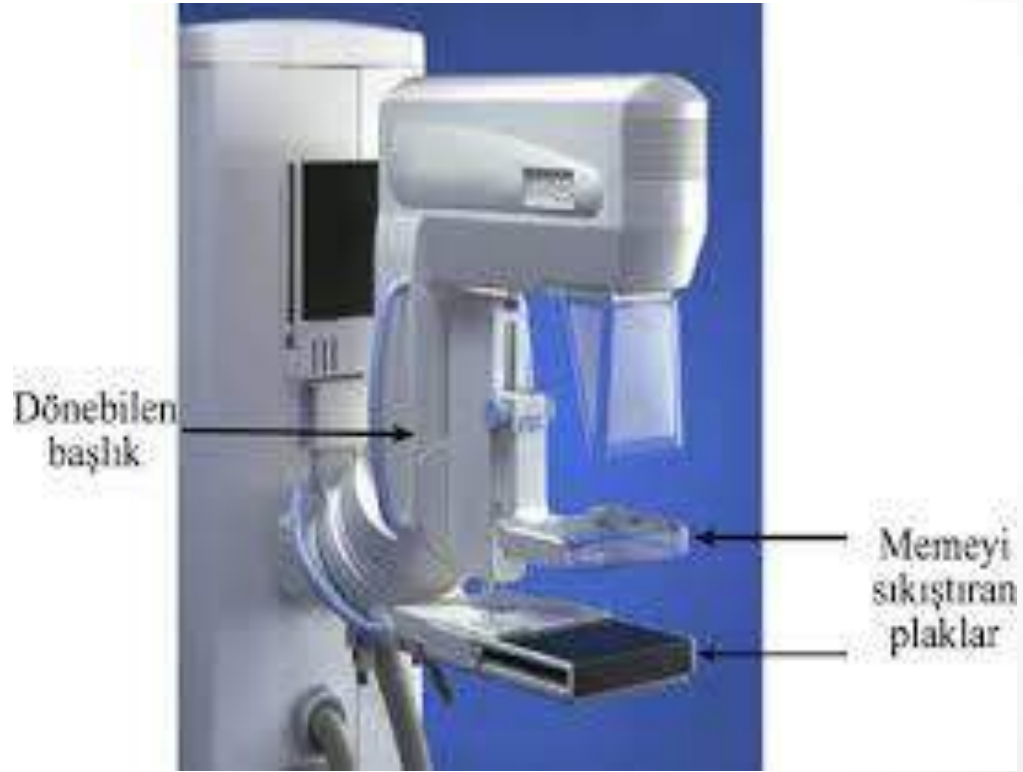
# Röntgen Cihazları

**Diş röntgen cihazları**, Diş hekimliğinde **Periapikal**, **Periapikal Mobil**, **Panoramik** ve **Volumetrik Dental Tomografi** cihazları kullanılmaktadır. Diş, çene, sinüsler ve diş kökünün görüntülenmesi amaçlanır.



# Röntgen Cihazları

**Mamografi cihazları;** kadınlarda en sık görülen meme kanserinin, taranması için kullanılan görüntüleme cihazına **mamografi** cihazı adı verilir.



# X-ışınılı Görüntüleme (Röntgen) Cihazları

**Toraks cihazları;** Toraks; göğüs kafesi anlamına gelir. Akciğer ve göğüs bölgesini görüntüleyen cihazlardır.



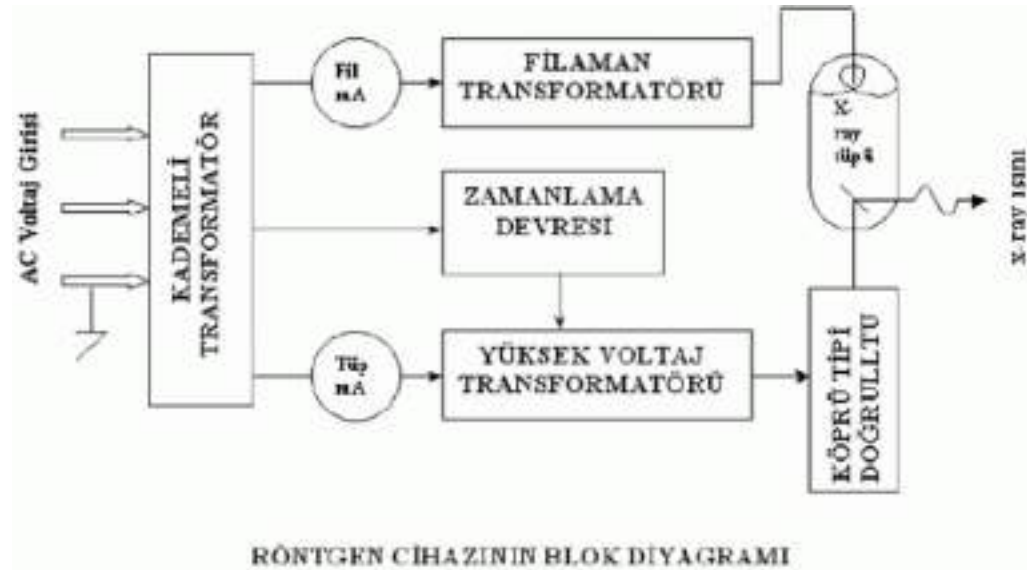
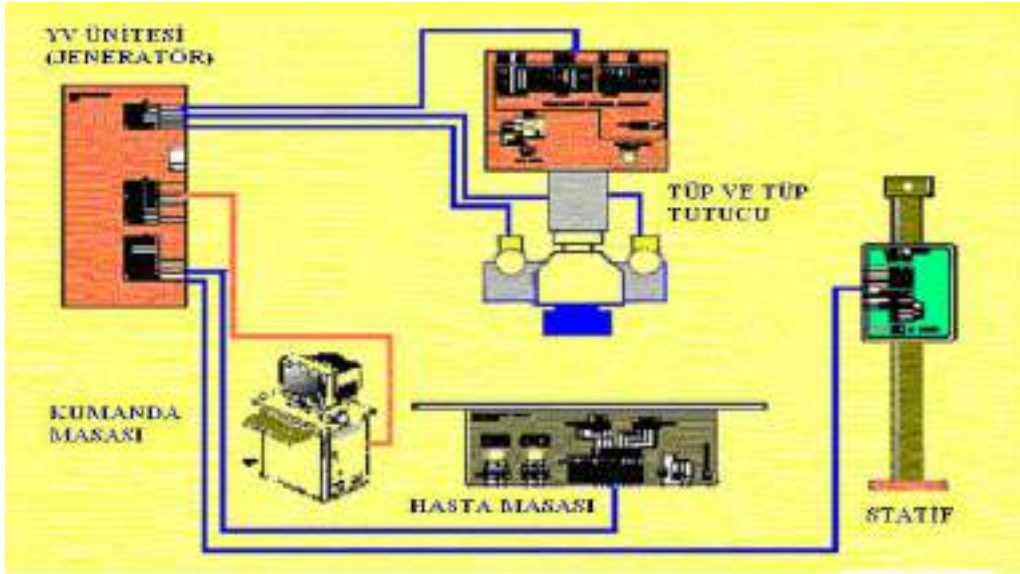
**Bilgisayarlı Tomografi, Anjiyografi, Kemik Mineral Yoğunluğu (Densitometri) ölçüm cihazları da X-ışınılı görüntüleme sistemleridir.**

# Röntgen Cihazlarının Ana Blokları

Temel bir röntgen cihazı aşağıdaki **ana bloklardan** oluşmaktadır:

- X-Işın Tüpü
- X-ışını sınırlayıcılar (Kolimatör ve gridler)
- Yüksek voltaj üniteleri
- Kumanda masası
- Hasta masası
- Statifler ve tüp tutucular
- Monitörler ve görüntü aktarıcılar.

# Röntgen Sistemi Blok Diagramı





# X-Işın Tüpü

- Röntgen cihazlarında x-ışınlarının yapay olarak üretilmesini sağlayan tüplerdir.

- **Dış tüp (Haube)**

- Kurşun koruyucu
- Metal kılıf

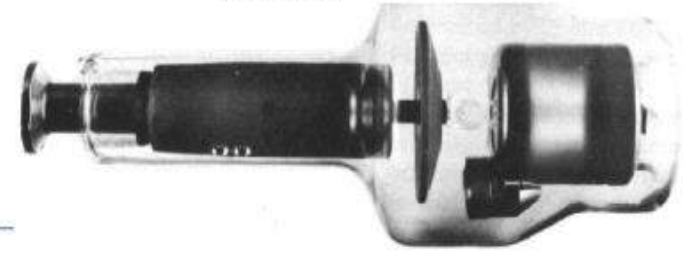
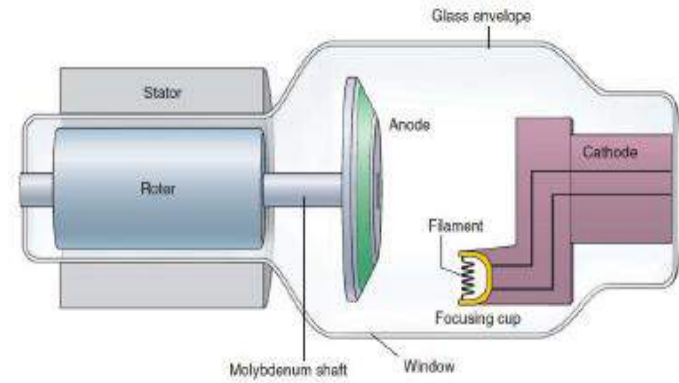
- **Soğutucu (yağ) tabakası**

- **İç tüp**

- Isıya dayanıklı pyrex cam
- Vakumlu

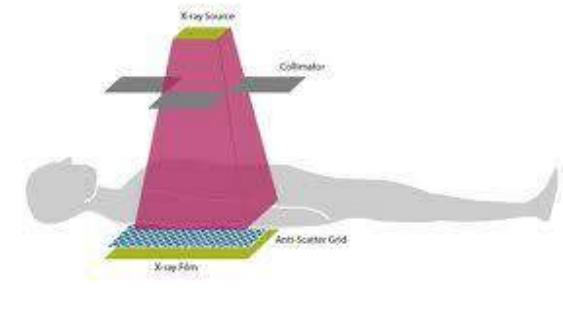
- **Anot / Katot**

- **Pencere (5 cm<sup>2</sup>)**



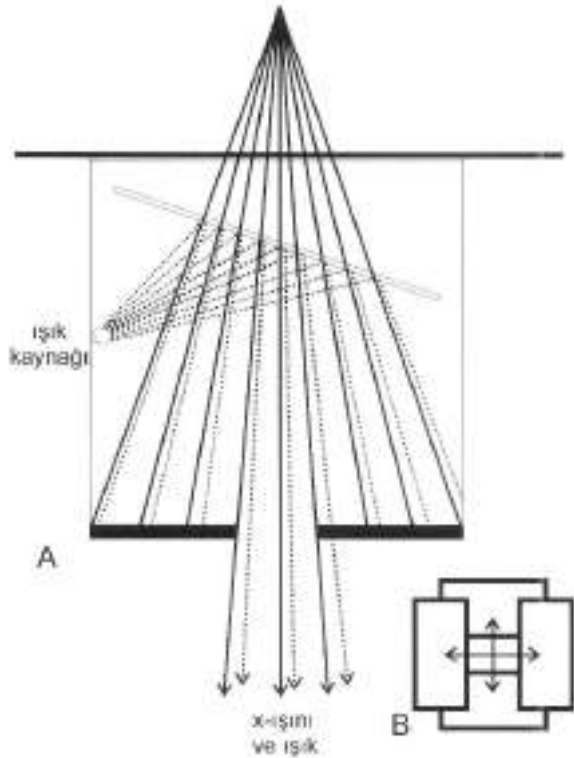
# Kolimasyon

- Hastadan **saçılan radyasyon** miktarı X-ışınının uygulandığı **alan** ile doğru orantılıdır. Saçılan radyasyon operatöre zararlı olduğu gibi **görüntü kalitesini** de olumsuz etkiler. Bu nedenle saçılan radyasyon sınırlandırılmalı ve daima teşhis için gerekli olan **minimum düzeye** ayarlanmalıdır.
- Bu işleme **kolimasyon**, bu işlemi yapan parçaya ise **kolimatör** adı verilir.
- Kolimatörünün iç yapısındaki **iki yöne hareketli kurşun plaklarla** X-ışını sınırlandırılır.
- Kurşun plaklar **motorlu olup**, seçilen **filmin boyutuna göre** otomatik olarak X-ışın alanını sınırlandırır.



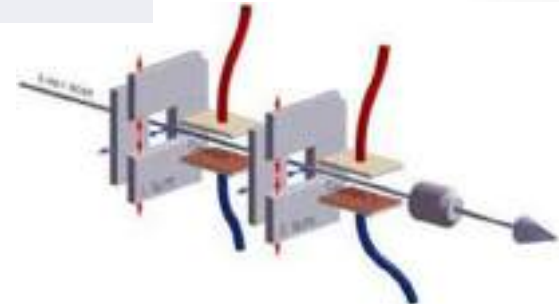
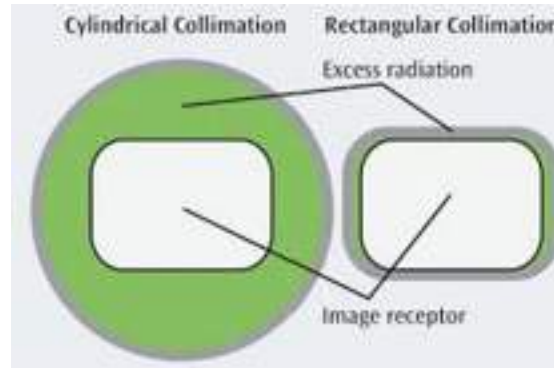
# Kolimatör

- Tüp penceresi önüne yerleştirilerek, ışın demetinin **genişliğini ve şeklini** kontrol eden/sınırlandıran cihazlardır.
- Kolimatörde sınırlandırma, kolimatör içindeki **ışık kaynağı** ve **yansıtıcı ayna** ile yönlendirilen ışığın rehberliğinde yapılır.
- Hasta üzerine düşen ışığın alanı **X-ışını düşecek alanı** gösterir.



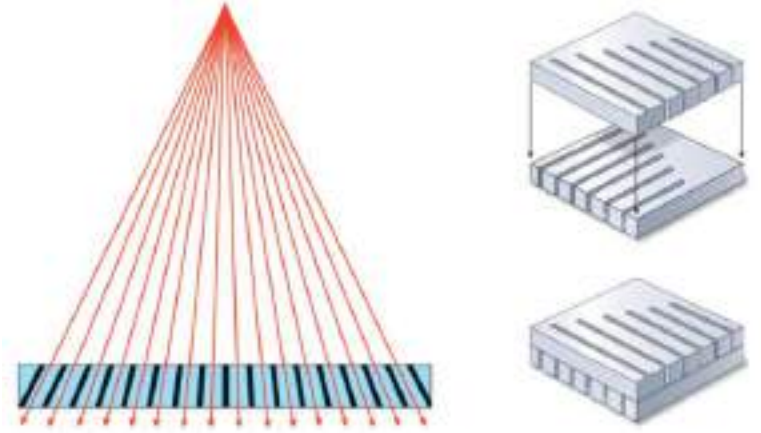
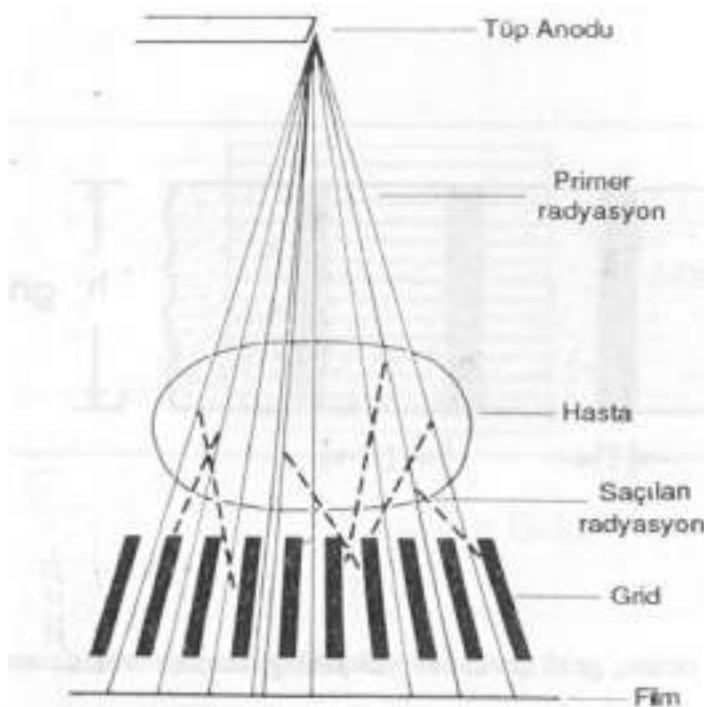
# Kolimatör

- Tüp penceresi önüne yerleştirilerek, ışın demetinin **genişliğini ve şeklini** kontrol eden/sınırlandıran cihazlardır.
- Kolimatörde sınırlandırma, kolimatör içindeki **ışık kaynağı** ve **yansıtıcı ayna** ile yönlendirilen ışığın rehberliğinde yapılır.
- Hasta üzerine düşen ışığın alanı **X-ışını düşecek alanı** gösterir.
- Film/kaset boyutlarına göre **kurşun yapraklar elektronik / motorize** olarak ayarlanır.



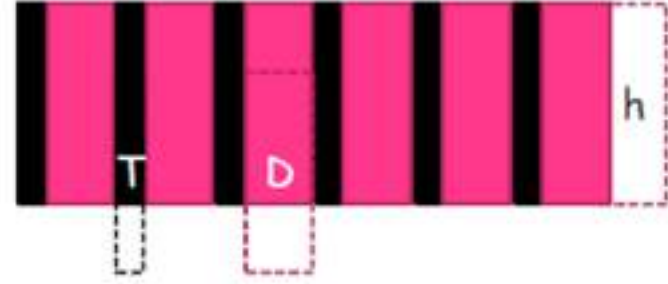
# Gridler

- 1913 yılında **Gustav Bucky** tarafından geliştirilmiştir. Saçılan radyasyonun film üzerine düşmesini engeller.
- Hasta ile **film/detektör arasına** yerleştirilir ve saçılarak **farklı açılardan** filme/detektöre ulaşan ışınları önler ve sadece **doğrusal** x-ışınlarının geçişine izin verirler.
- İnce **kurşun şeritler** (50-80 mikron) ve arasına yerleştirilmiş **x-ışını geçirgen** (Alüminyum veya plastik) maddeden oluşur.



# Gridler

- T : Grid kalınlığı
- h : Grid şeritlerinin yüksekliği
- D : Ara madde kalınlığı
- **Grid oranı (h/D)**
- **Yüksek oranlı gridler** saçılan radyasyonu daha fazla azaltırlar, çünkü x-ışınlarının geçebilmesi için **dik açıya yakın gelmeleri** gerekmektedir.
- Grid oranını yükseltmek için;
  - **Ara maddeyi inceltmek**
  - **Şerit yüksekliğini artırmak** gerekir.



**Absorbsiyon Oranı:** Hastayı geçen ışınların kurşun şerit tarafından tutulan ışınlara oranıdır. Grid tarafından engellenen radyasyonu ifade eder.

$$\text{Absorbsiyon (\%)} = \frac{T}{D + T}$$

**5:1** Grid saçılan radyasyonu %83,

**16:1** Grid saçılan radyasyonu %95 oranında önler.



# Gridler

Grid oranının artırılması, belli değerlerden sonra saçılan radyasyonu yeterince azaltmaması ve hastaya uygulanacak radyasyon dozunu artırması nedeniyle aşağıdaki tabloda verilen değerlerde uygulanır.

Hastanın aldığı radyasyon dozu;  
**yüksek kVp** ve **düşük mAs**  
değerlerinde,  
**düşük kVp** ve **yüksek mAs**  
değerlerine nazaran daha düşüktür.

kVp	Grid oranı	Doz
70-80	6:1	x2
70-100	8:1	x3
80-120	12:1	x4
100-150	16:1	x5



Grid yok



8:1



12:1



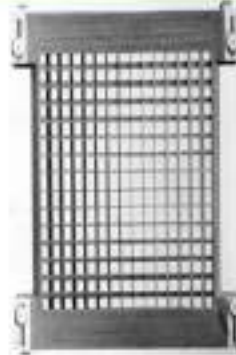
# Gridler

**Grid frekansı**; grid şeritlerinin santimetredeki sayısıdır. Tanısal radyolojide kullanılan gridlerin **büyük kısmının** frekansı **cm.'de 24-60'dır**. Genel olarak frekans arttıkça, grid maddesi artar.

## Grid Çeşitleri

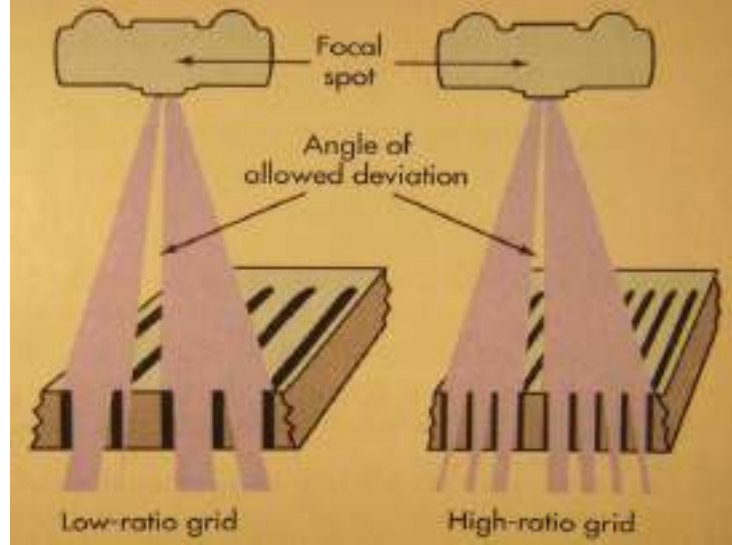
- Hareketsiz

- Lineer
- Foküslü
- Çapraz



- Hareketli (Potter-Bucky)

- Tek darbeli
- İleri-geri
- Osilasyonlu
- Frekansı 40'ın üzerinde



# Röntgen Cihazlarının Ana Blokları

## Yüksek Voltaj Üniteleri

Röntgen cihazlarında x-ışınının tüp tarafından üretilmesi için gerekli olan **yüksek gerilimi sağlayan ve sistemin güç ihtiyacını** karşılayan ünitelerdir.



# Röntgen Cihazlarının Ana Blokları

## Kumanda Masası

- Röntgen cihazlarında sistem içindeki blokların kumanda ve kontrolünün yapıldığı, hastaya uygulanacak olan X-ışınının **kVp ve mAs** gibi **parametrelerinin ayarlanmasını** sağlayan ünedir.



# Röntgen Cihazlarının Ana Blokları

## Hasta Masası

- Röntgen cihazlarında radyografik görüntülerin elde edilmesi için gerekli **kasetlerin yerleştirildiği ve hastanın görüntüleme pozisyonunda tutulduğu** ünitelerdir.



# Röntgen Cihazlarının Ana Blokları

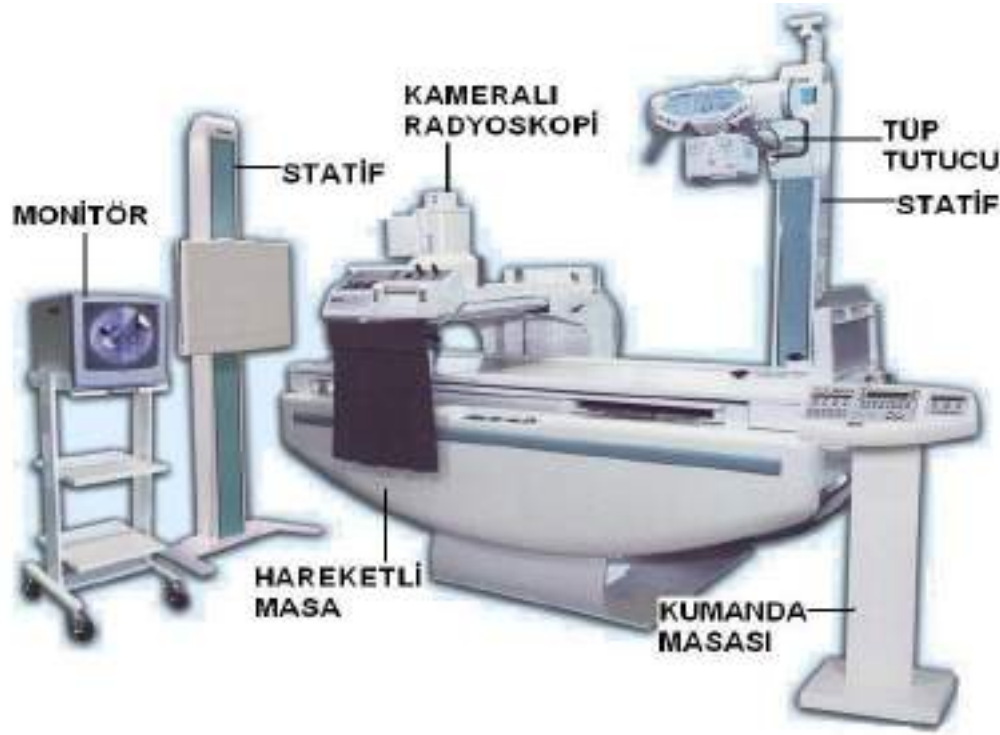
## Statifler

- Röntgen cihazlarında tüp ve tüp tutucuların taşındığı dikey ve yatay hareketlerin sağlanabildiği ünitelerdir.



# Monitörler ve Görüntü Aktarıcılar

- Röntgen cihazlarında x-ışını kullanılarak elde edilen görüntülerin izlenmesini, elde edilen görüntülerin saklanması ve aktarılmasını sağlayan ünitelerdir.

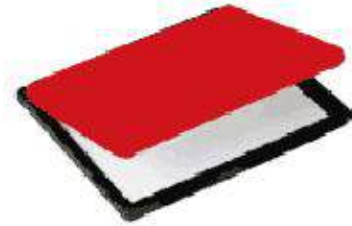




# Görüntü Kaydedici

## Görüntü Kaydedici (İmaj Reseptörü)

- Röntgen filmi
  - (Kaset-Film-Ranforsatör)
- Floroskopi ekranı
- Görüntü plağı (CR)
- Detektörler (DR, DF)





# Görüntü Kaydedici

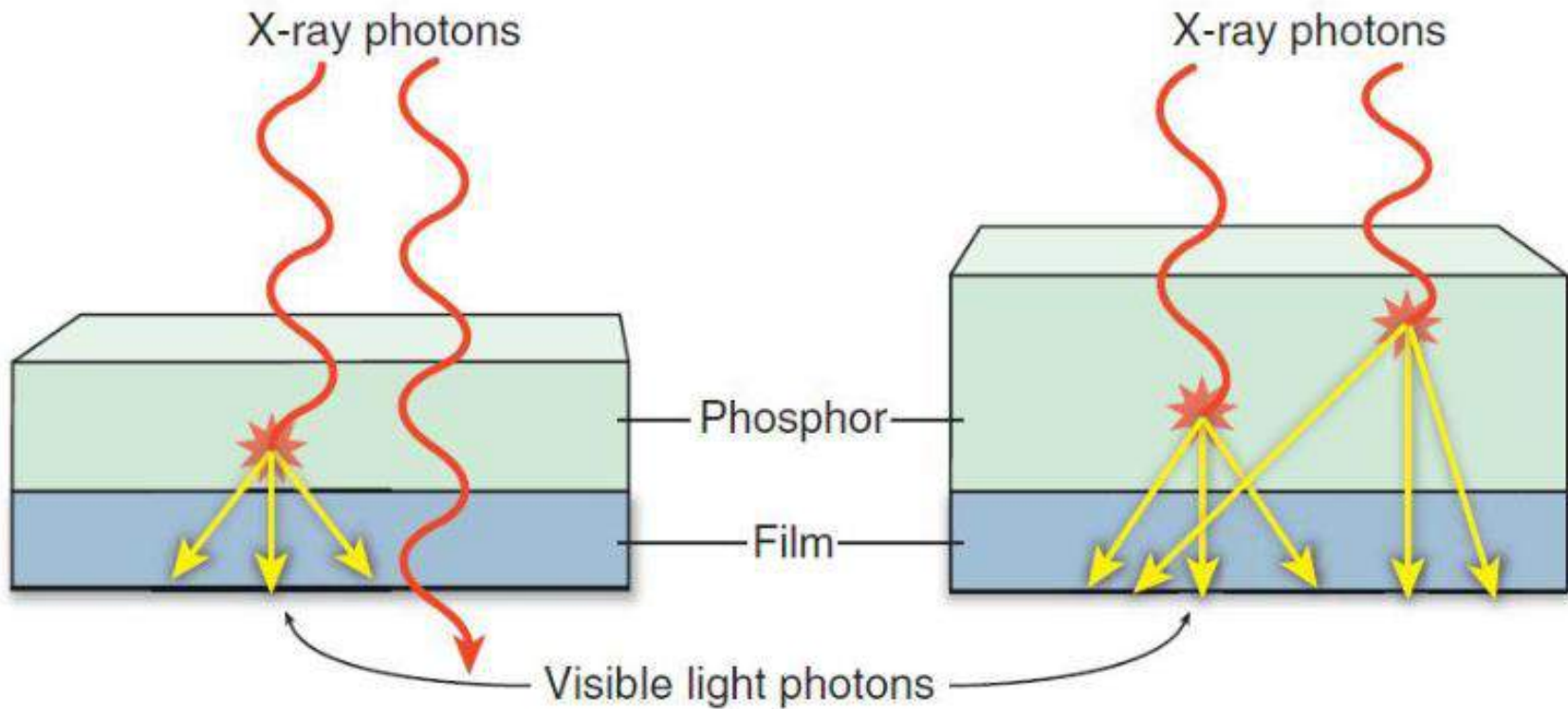
## Ranforsatör (Intensifying Screen)

- Filme ulaşan remnant radyasyonun etkisini arttırmak için kullanılır.
- X-ışını enerjisini görünür ışığa çevirerek etki gösterir.
- Baryum platinosiyanid - W. Roentgen
- Kalsiyum Tungstat - Edison → 1972
- Rare-earth (eser element)
  - Gd, La, Yt, Eu- günümüzde tümü



# Görüntü Kaydedici

## Ranforsatör (Intensifying Screen)



# Görüntü Kaydedici

## Lüminesans

- Herhangi bir enerji verildiğinde görünür ışık üreten maddelere lüminesan maddeler, bu olaya da lüminesans adı verilir.
- En dış orbital elektronları yüksek enerjili duruma geçerler, eski konumlarına dönerken ışık fotonu üretirler (Elektron dönüşü  $10^{-8}$  sn )
  - Floresans: yalnızca stimülasyon sırasında ışıma
  - Fosforesans: enerji aktarımı kesildikten sonra da devam eden ışıma

# Konvansiyonel Röntgen Cihazları

Konvansiyonel röntgende de radyografi ve radyoskopi (fluoroskopi) olmak üzere iki temel yöntem vardır:

## Radyografi:

Bu yöntemle hastayı geçen x-ışınları bir röntgen filmi üzerine düşürülerek görüntü elde edilir. Üzerinde görüntü oluşmuş röntgen filmine **radyogram** ya da daha doğru bir deyimle **röntgenogram** denir.

Radyografi ya incelenecek bölgeden doğrudan x-ışını geçirilerek (düz radyografi) ya da incelenecek yapının içine veya çevresine kontrast madde verdikten sonra x-ışını geçirerek (kontrastlı radyografi) yapılır.

# Konvansiyonel Röntgende Görüntü Oluşumu

Konvansiyonel röntgen cihazında hasta üzerinden geçirilen X-ışınları görüntü kaydedicilerde saklanır. Görüntüyü oluşturan, röntgen filminin şeffaf, plastik tabanı üzerindeki **okside gümüş atomlarının siyahlığıdır.**

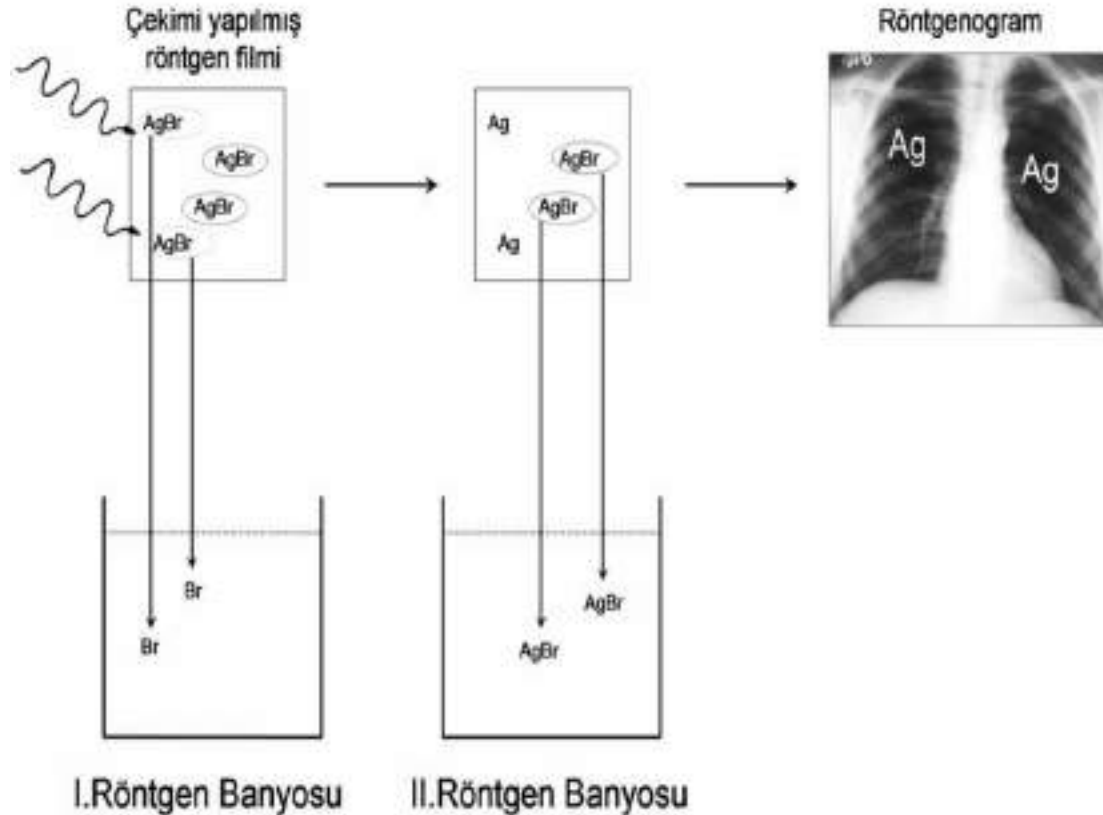
Okside gümüş miktarı **fazla ise koyu gri, az ise açık gri tonlar oluşur.**

Röntgen üzerindeki;

- **Siyah yerler** x-ışınını göreceli olarak **az tutan**, yani çok geçirgen
- **Beyaz yerler** ise tersine **çok tutan**, az geçirgen bölgelerin karşılığıdır.

# Konvansiyonel Röntgende Görüntü Oluşumu

Göğüs röntgeni üzerindeki **gri tonlara** bakarsak; **en beyaz bölgelerin**, kalp, karaciğer ve kemik yapılar olduğu görülür.





# Konvansiyonel Röntgen Cihazları

## Konvansiyonel Röntgende Görüntü Oluşumu

Röntgen görüntüleri film üzerine düşen **x-ışınlarının fotoğrafik emülsiyona olan etkileri ile** oluşmaktadır. Işınlar öncelikle kaset içindeki **ranfansatör** adı verilen **fluoresan madde üzerine düşer** ve burada **oluşan görülebilir ışık** tarzındaki parlamalar **film üzerine düşerek görüntü** oluşur. Bir **radyografi işleminde filmin üzerine düşen ışın miktarı ile orantılı** olarak film üzerinde siyahlaşma oluşur.

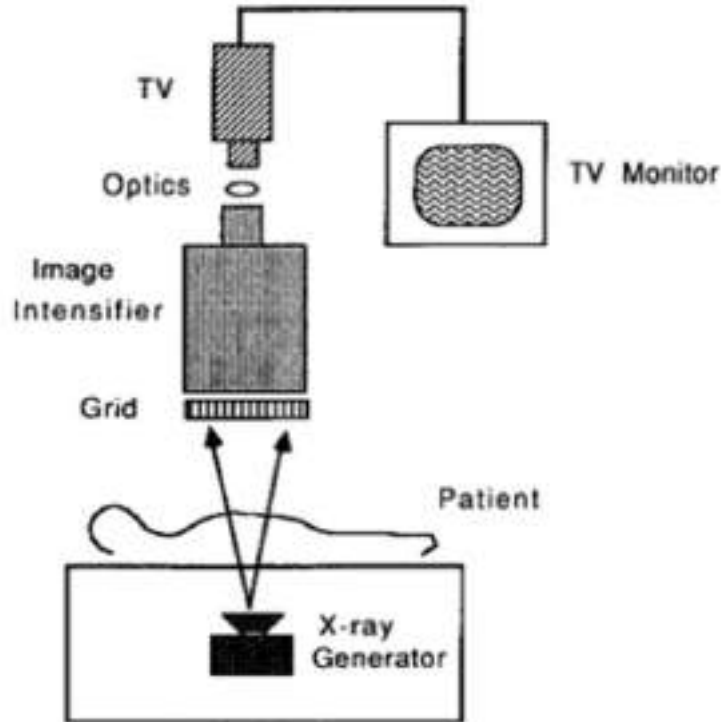
	Siyah	(Hava - Gaz)
	Koyu gri	(Yağ)
	Gri	(Su-Vücut sıvıları - Yum. dokular)
	Açık gri	(Kemik - Kalsifikasyon - Taş)
	Beyaz	(Metal, Pozitif Kontrast maddeler)



# Konvansiyonel Röntgen Cihazları

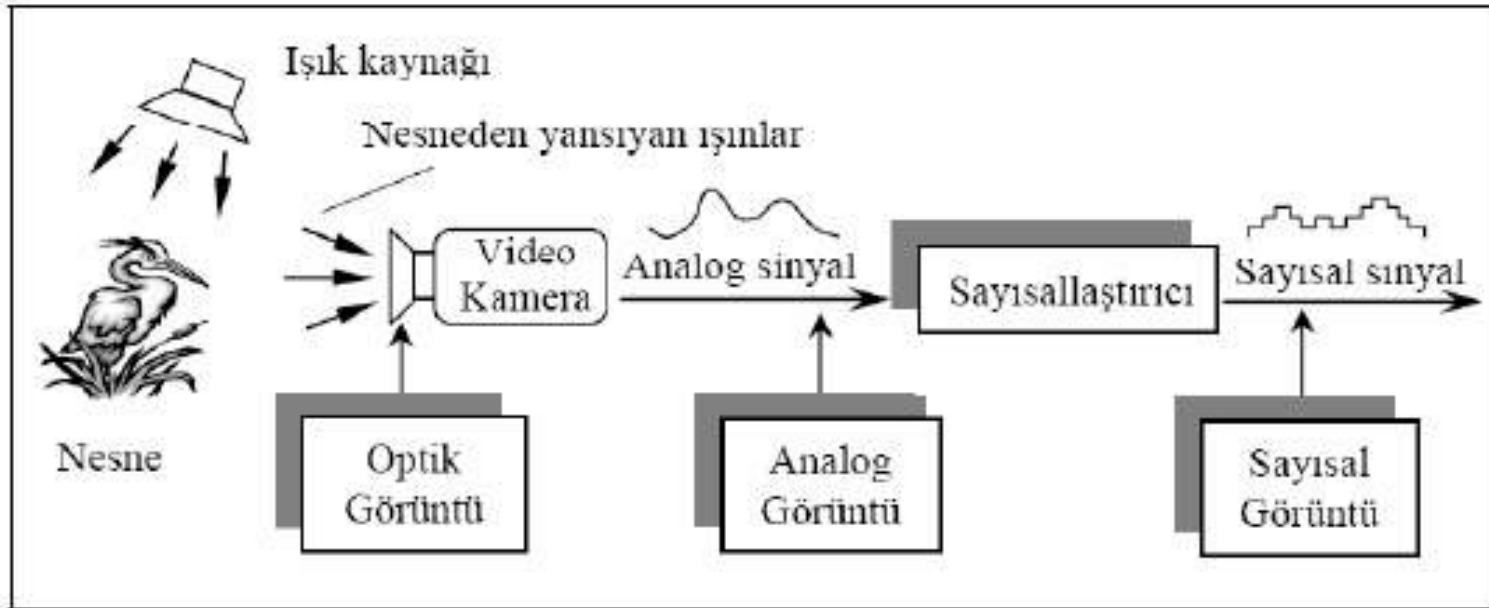
## Radyoskopi (Fluoroskopi):

Bu yöntemde hasta **x-ışını kaynağı ile flüoresan ekran** arasındadır. Hastayı geçen x-ışınları bu ekran üzerinde bir görüntü (imaj) oluştururlar.



# Sayısal Görüntü Nedir?

**Sayısal görüntü**, sayısal değerlerden oluşan ve bilgisayar ortamında görüntülenebilen görüntü olup oluşturulma aşamaları aşağıdaki şekilde verilmiştir. **Sayısal görüntüler sayılarla ifade edilen görüntülerdir.** Bilgisayarın temelini oluşturan **ikili sayı sistemi kullanılarak oluşturulmuşlardır ve “bit”lerle ifade edilirler.**



Görüntü yakalama ve sayısallaştırma aşamaları

# Sayısal Görüntü Nedir?



**Sayısal görüntüdeki nokta sayısı ne kadar fazla olursa o kadar gerçeğe yakın netlikte bir görüntü oluşmaktadır. Ayrıca her bir noktanın ifade edeceği renk de ne kadar gerçeğe yakın olursa o kadar gerçeğe yakın netlikte bir görüntü elde edilmiş olur.**

**Görüntüyü oluşturan her bir noktacığın (piksel) alabileceği renk aralığı ne kadar fazla ise o noktacık da renk havuzunda gerçeğe daha yakın bir renk alacaktır. Buna renk veya bit derinliği (bitdepth) denir. Genelde “ bit ” olarak ifade edilir.**

# Sayısal Görüntü Nedir?

$I(x, y)$  gibi bir **fonksiyonla** temsil edilen analog bir görüntüde;

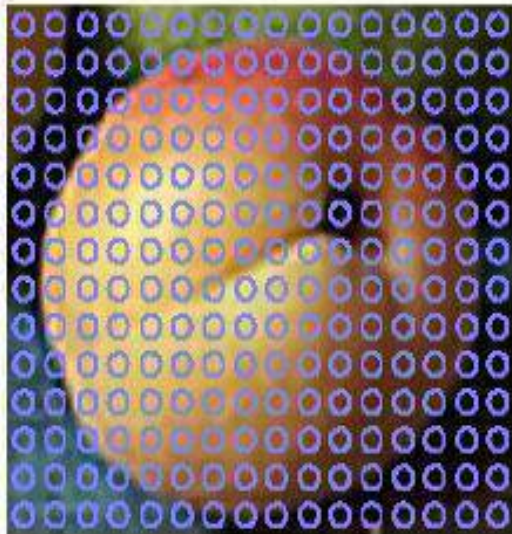
- **'I'** bir şiddet birimi (örneğin parlaklık),
- **x ve y ise** görüntünün yatay ve dikey eksendeki koordinatlarına karşı düşen değişkenlerdir.

Sayısal görüntü ise, bu analog görüntünün **M sütun ve N satırdan** oluşacak şekilde örneklenmesi sonucu elde edilir.

Satır ve sütunun kesiştiği her bölgeye piksel adı verilir. Sonuç olarak, sayısal görüntüye çevrilen resimde **N x M adet piksel** bulunur.

# Sayısal Görüntü Nedir?

Analog bir görüntü ve bu görüntünün örnekleme ile elde edilen sayısal görüntünün matrisel içeriği aşağıdaki şekilde görülmektedir.



Gerçek Görüntü



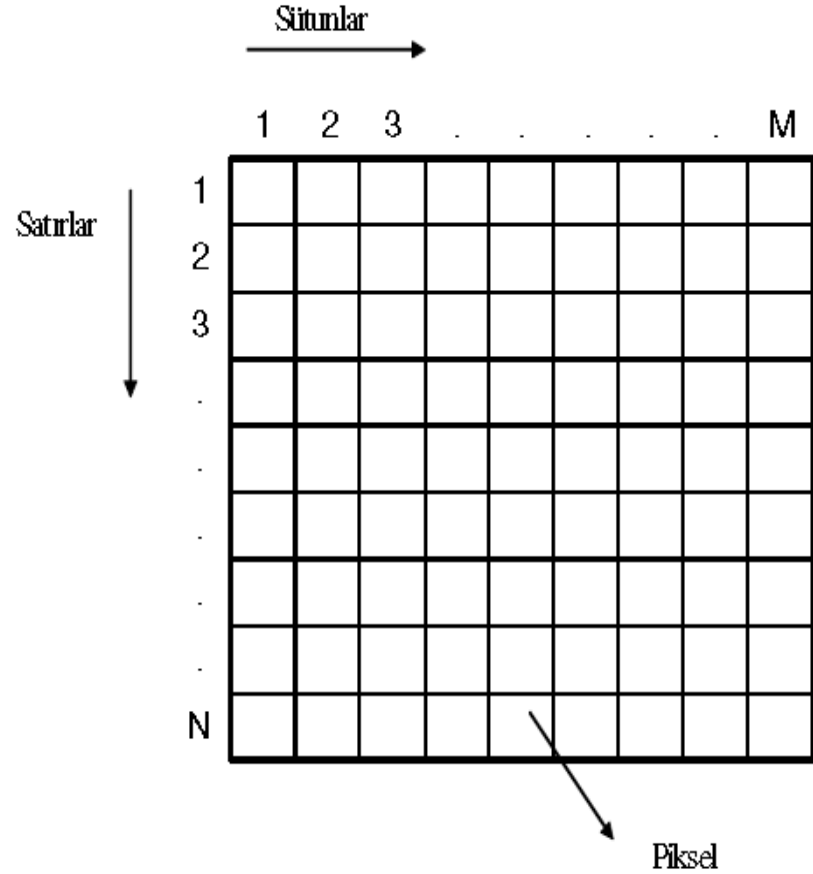
```
103 56 12 90 56 12 34 30 1 78 79 21 145 156 52 136 143 65 115 129 41 128 143 50 85
106 11 74 96 14 85 97 23 66 74 13 73 82 29 67 75 21 40 48 7 33 39 9 94 54 19
42 27 6 16 10 3 59 80 28 162 107 41 106 85 83 204 75 54 197 82 63 178 63 48 168 52
49 146 49 40 52 65 21 60 68 11 46 51 17 35 37 0 28 29 0 83 50 15 2 0 1 13 14
8 243 173 161 231 140 89 239 142 88 230 143 90 210 126 79 184 86 48 152 69 35 123 51
27 104 41 13 55 46 9 36 27 0 28 28 2 29 28 1 40 28 16 13 15 1 224 167 112 240
174 80 227 174 78 227 176 87 233 177 94 213 149 78 196 123 57 141 72 31 108 53 22 121
62 22 128 50 24 101 49 35 16 21 1 12 5 0 14 18 11 3 0 0 137 178 83 244 208 123
241 236 144 238 221 147 221 196 108 215 170 77 190 135 52 136 93 36 76 35 7 113 56 25
156 83 38 107 52 21 31 14 7 9 8 0 20 14 12 255 214 112 242 215 108 248 227 133 239
232 152 226 208 123 232 193 98 208 162 84 178 133 47 142 90 32 29 16 27 89 53 21 171
116 49 114 64 29 75 49 24 10 9 5 11 16 9 237 190 82 249 221 122 241 225 129 240 219
126 240 199 93 218 173 89 188 135 33 218 168 79 189 184 93 136 134 65 112 68 37 191 153
80 122 74 16 80 51 19 19 37 47 18 37 32 223 177 83 236 206 105 243 218 125 238 208
103 221 188 83 226 204 98 224 220 123 210 184 169 192 159 62 150 86 40 116 73 28 146 104
48 109 89 24 75 48 18 27 33 33 47 100 118 216 177 98 223 189 91 239 206 111 236 213
117 217 200 168 218 200 100 218 206 104 207 175 76 177 131 54 142 86 41 106 85 22 103
59 22 80 53 18 76 50 17 8 10 2 54 76 74 108 111 102 218 194 108 228 203 102 228 200
100 212 180 79 220 182 85 198 156 62 188 138 54 155 108 37 132 82 33 65 51 34 87 48
15 81 46 14 16 15 0 11 8 0 64 90 91 54 80 98 220 188 97 212 190 105 214 177 86 208
185 71 198 150 64 175 127 42 170 117 49 139 89 30 102 53 12 84 43 13 78 46 15 72 42
14 10 13 4 12 8 0 69 104 110 58 96 109 130 128 115 196 154 82 198 148 98 183 136 70
174 125 58 169 120 54 146 97 41 118 67 24 90 52 16 75 46 16 58 42 19 13 7 9 10 5
0 18 11 3 66 111 116 70 100 102 78 103 96 57 71 82 182 111 98 141 96 31 152 102 51
130 86 31 110 63 21 83 44 11 69 42 12 28 8 0 7 5 10 16 4 0 17 10 2 30 20 10
59 68 86 53 88 94 89 91 102 89 99 110 54 80 79 23 69 85 31 34 25 53 41 25 21 2
0 8 0 0 17 10 4 11 0 0 34 21 13 47 35 23 38 26 14 47 35 23
```

Sayısal Görüntü

# Sayısal Görüntünün Özellikleri

➤ 1 ve 0 değerleri sırasıyla **aydınlık ve karanlık** bölgeleri veya nesne ve zemini (nesnenin önünde veya üzerinde bulunduğu çevre zemini) temsil ederler.

➤ Sayısal (dijital) renkli görüntü genelde **24 ya da 8 bit**; gri seviye görüntüler **1-2-4-6 ya da 8 bit** olabilirler.



# Sayısal Görüntünün Oluşturulması

3-bit derinliğinde (8 gri tonu) 4x4 matrikste görüntü oluşturma örneği

5	0	6	2
6	7	4	1
3	0	7	5
1	4	2	0

**Bilgisayardaki  
matriksi oluşturan  
piksel değerleri**

5	0	6	2
6	7	4	1
3	0	7	5
1	4	2	0

**Her piksel  
değerine karşılık  
gelen gri tonu**



**Görüntü**

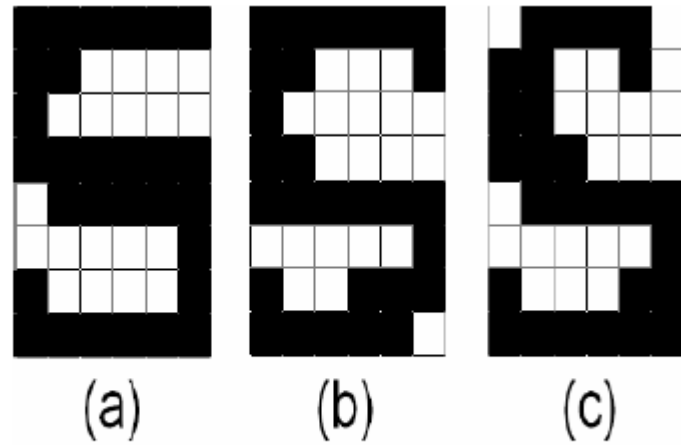
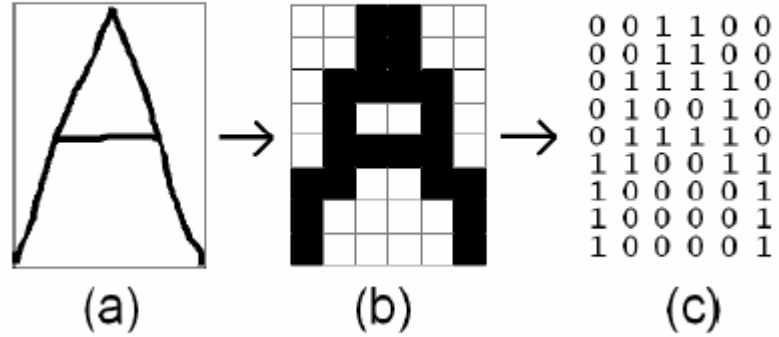


# Sayısal Görüntü Nedir?

Görsel karakterlerin sayısallaştırılması

1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
1	0	0	0	1	1	0	0	0	1
1	1	0	1	1	1	1	0	1	1
1	1	0	1	1	1	1	0	1	1
1	1	0	1	1	1	1	0	1	1
1	1	0	0	0	0	0	0	1	1
1	1	0	1	1	1	1	0	1	1
1	1	0	1	1	1	1	0	1	1
1	1	0	1	1	1	1	0	1	1
1	0	0	0	1	1	0	0	0	1
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1

Sayısal bir görüntüye değer atanması ve saklanması örneği

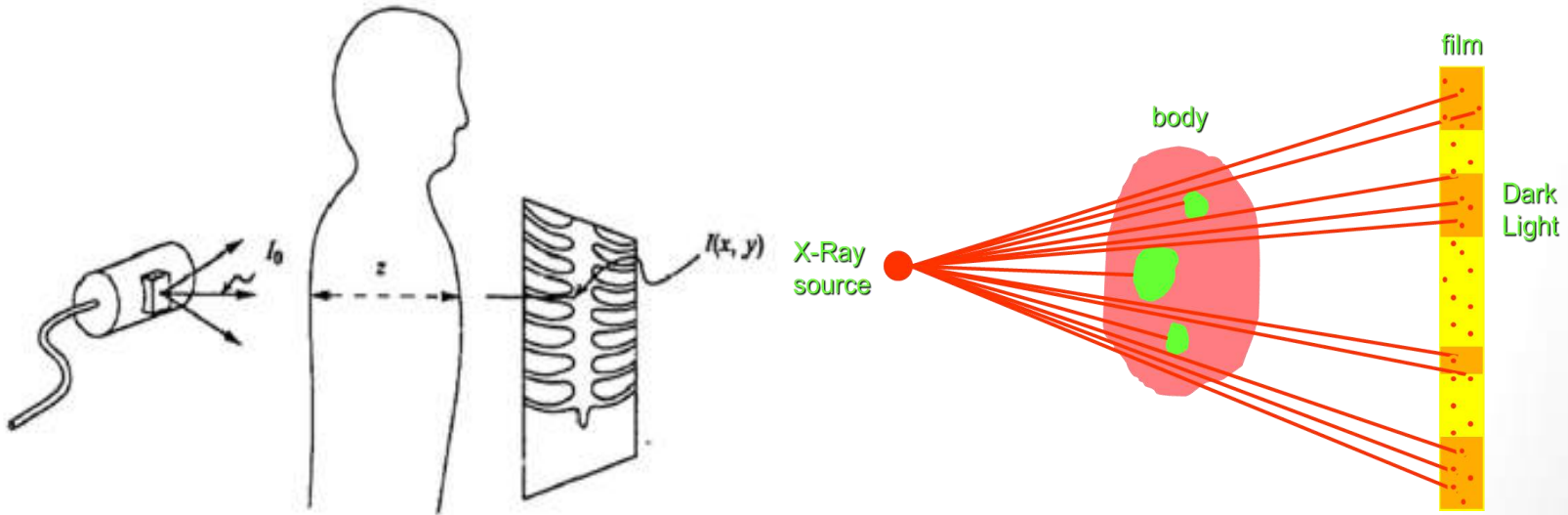


- S karakteri için 3 ayrı örnek

# Röntgen Cihazlarında Görüntü Oluşumu

X-ışınları ile hastaya uygulanan enerjinin bir kısmı **vücutta emilir**, bir kısmı da vücudu **geçerek detektör veya filme** çarpar.

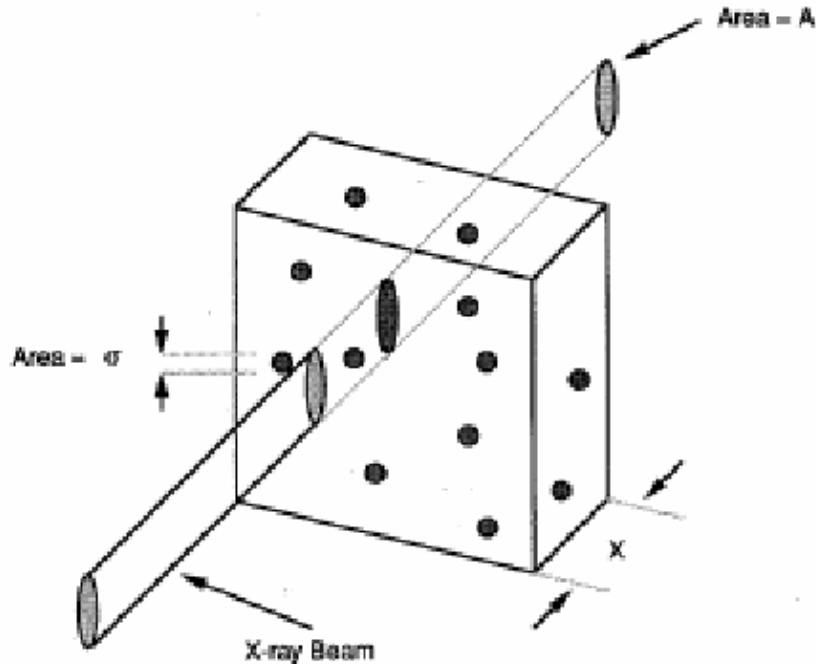
Bu ve buna benzer şekilde **x-ışınlarının yayınımına** (veya zayıflamasına) dayalı olarak yapılan görüntülemeye yayılım görüntüleme (**transmission imaging**) adı verilir.



# Röntgen Cihazlarında Görüntü Oluşumu

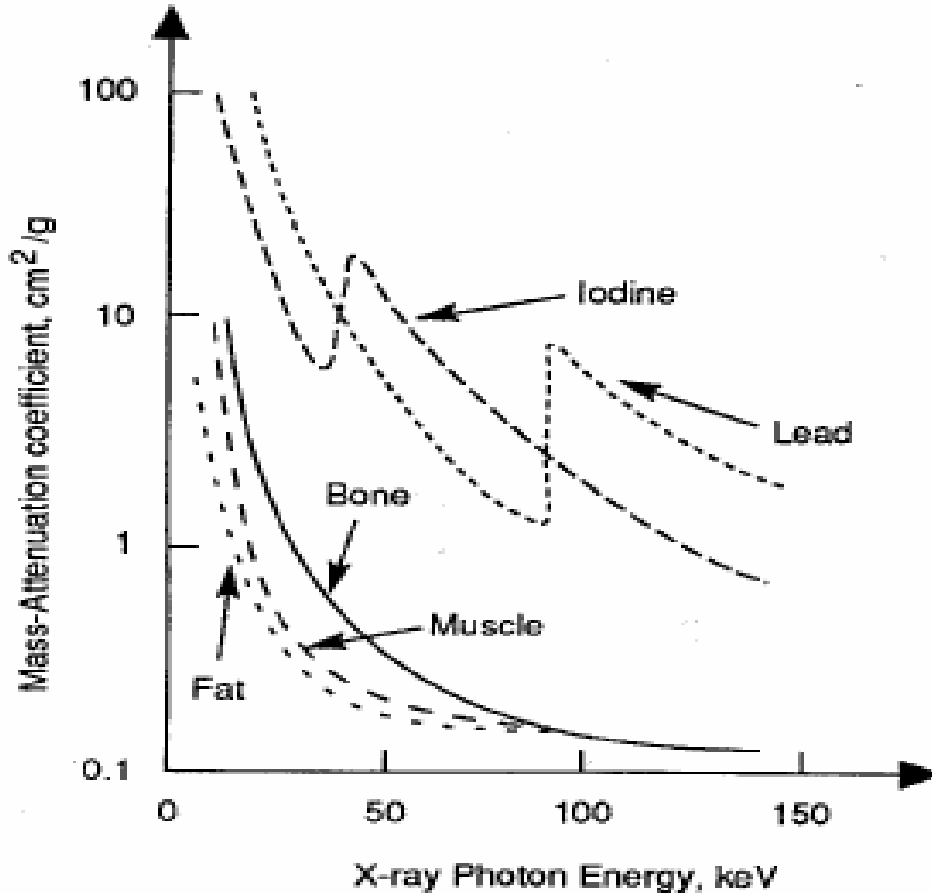
$$I(x) = I_0 e^{-\mu x}$$

Burada;  $I(x)$ , herhangi bir  $x$  noktasındaki foton yoğunluğu,  $I_0$  ise X-Işın kaynağındaki foton yoğunluğunu,  $\mu$  ise zayıflama katsayısını ifade eder.



# Röntgen Cihazlarında Görüntü Oluşumu

State	$\mu$ (cm <sup>-1</sup> )
Liquid	0.214
Solid	0.196
Vapor	0.00013



Suyun farklı hallerinde **50 keV enerjiye sahip X-ışını** geçmesi durumundaki zayıflama katsayısı değerleri.

# Röntgen Cihazlarında Görüntü Oluşumu

## Yarı Değer Katmanı (Half Value Layer-HVL)

X-ışın sinyali yoğunluğunun zayıflayarak yarı değere düştüğü doku kalınlığı **Yarı Değer Katmanı (HVL) veya yarı değer kalınlığı** olarak adlandırılır. Bu kalınlık yukarıdaki formülden hareketle hesaplanır.

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} = \frac{I_0}{2}$$

Örneğin, sıvı haldeki suyun 50 keV enerjili x-ışını altında zayıflama katsayısı  $\mu = 0.214 \text{ cm}^{-1}$  dir. Buradan HVL değeri:

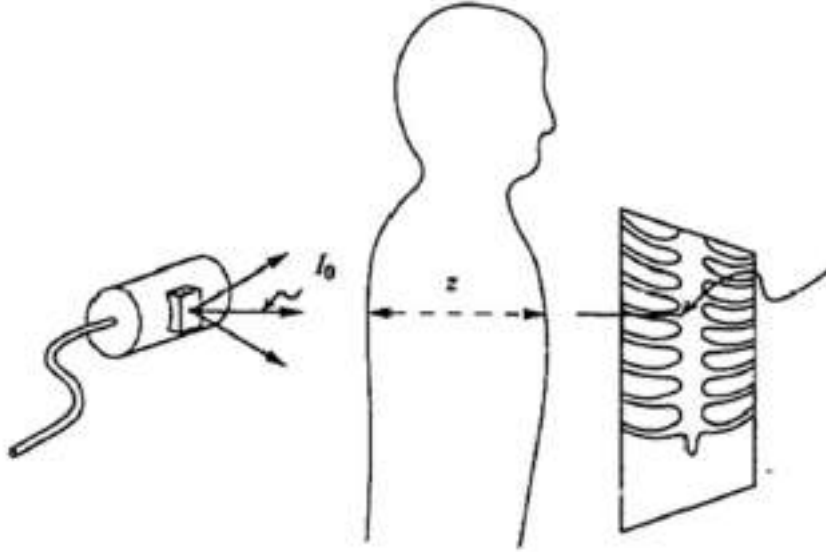
$$x = \frac{0.693}{0.214} \approx 3 \text{ cm}$$

$$x = -\frac{\ln(0.5)}{\mu} = \frac{0.693}{\mu}$$

3 cm sonra x-ışını hüzme yoğunluğu  $I_0/2$ 'ye 6 cm sonra ise  $I_0/4$ 'e düşer.

Yumuşak doku için HVL değerleri **30 keV'ta 22 mm, 60 keV'ta 35 mm ve 120 keV'ta 45 mm**'dir.

# Röntgen Cihazlarında Görüntü Oluşumu



Film veya **detektöre ulaşan x-ışını yoğunluğu**;

$$I(x, y) = I_0 \exp\left(-\sum_i \mu(x, y, z_i) \Delta z_i\right)$$

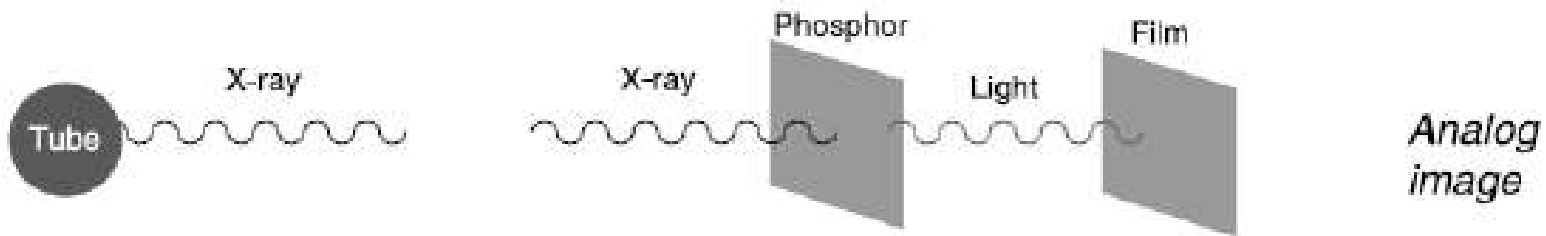
Bu formülde x-ışınının izlediği yol **delta z aralıklarına** bölünmüştür.

Buradan **filme ulaşan foton sayısındaki azalış** filmde daha düşük pozlamaya neden olacak ve görüntüde **daha beyaz olarak karşımıza çıkacaktır**. Çıkış sinyal yoğunluğu ile **film veya detektördeki sinyal oranının logaritmik oranı** bize x-ışını ile elde edilen **projeksiyonu, sinyal yoğunluğunu** verecektir. Her bir projeksiyonun toplamı da görüntüyü oluşturacaktır.

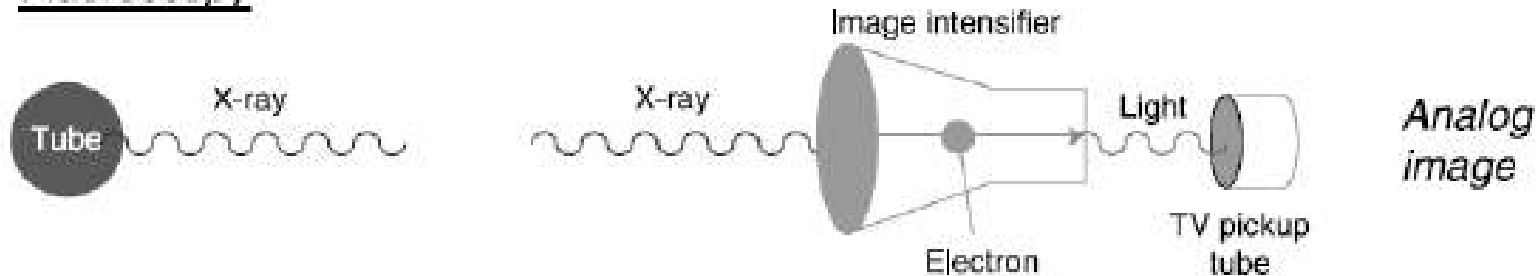
$$P(x, y) = \ln \frac{I_0}{I(x, y)} = \sum_i \mu(x, y, z_i) \Delta z_i \quad P(x, y) = \int_{Source}^{Detector} \mu(x, y, z) dz$$

# Analog / Sayısal Görüntü

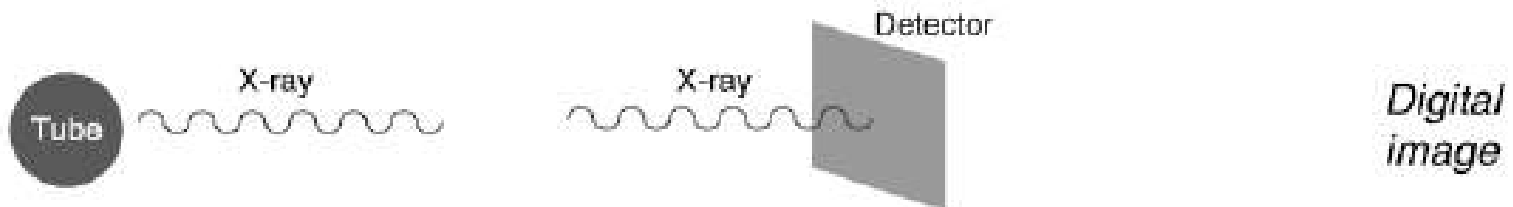
## Mammography & Radiography



## Fluoroscopy



## Digital Detector-Future





# Sayısal Röntgen Cihazları

Sayısal Röntgen; klasik röntgende olduğu gibi X-ışınları ile çalışır, ancak görüntü filmde değil sayısal ortamda oluşturulur ve saklanır. Sayısal Röntgen görüntüsü iki şekilde elde edilebilir.

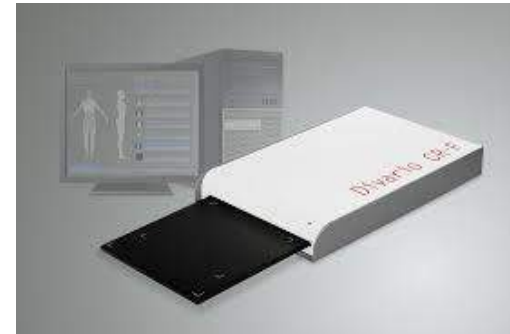
- **İndirekt** Dijital Röntgen (CR Sistemleri)
- **Direkt** Dijital Röntgen (DR Sistemleri)



# CR Sistemleri

Bu sistemde konvansiyonel röntgendeki gibi **kaset teknolojisi** kullanılmaktadır. X ışınları **uyarıcı fosfor plakalardan** geçtikten sonra önce ışık fotonlarına, daha sonra elektrik sinyallerine dönüştürülerek fosfor plaka üzerinde oluşan görüntü **özel bir cihaz ile okunarak sayısal görüntü elde edilmesine** dayanan yöntemdir.

- Kaset+Fosfor Plaka
- Hasta Tanımlama İş İstasyonu
- **Tarayıcı (Scanner)**



# CR Sistemleri

## CR akışı



Kaset



Çekim



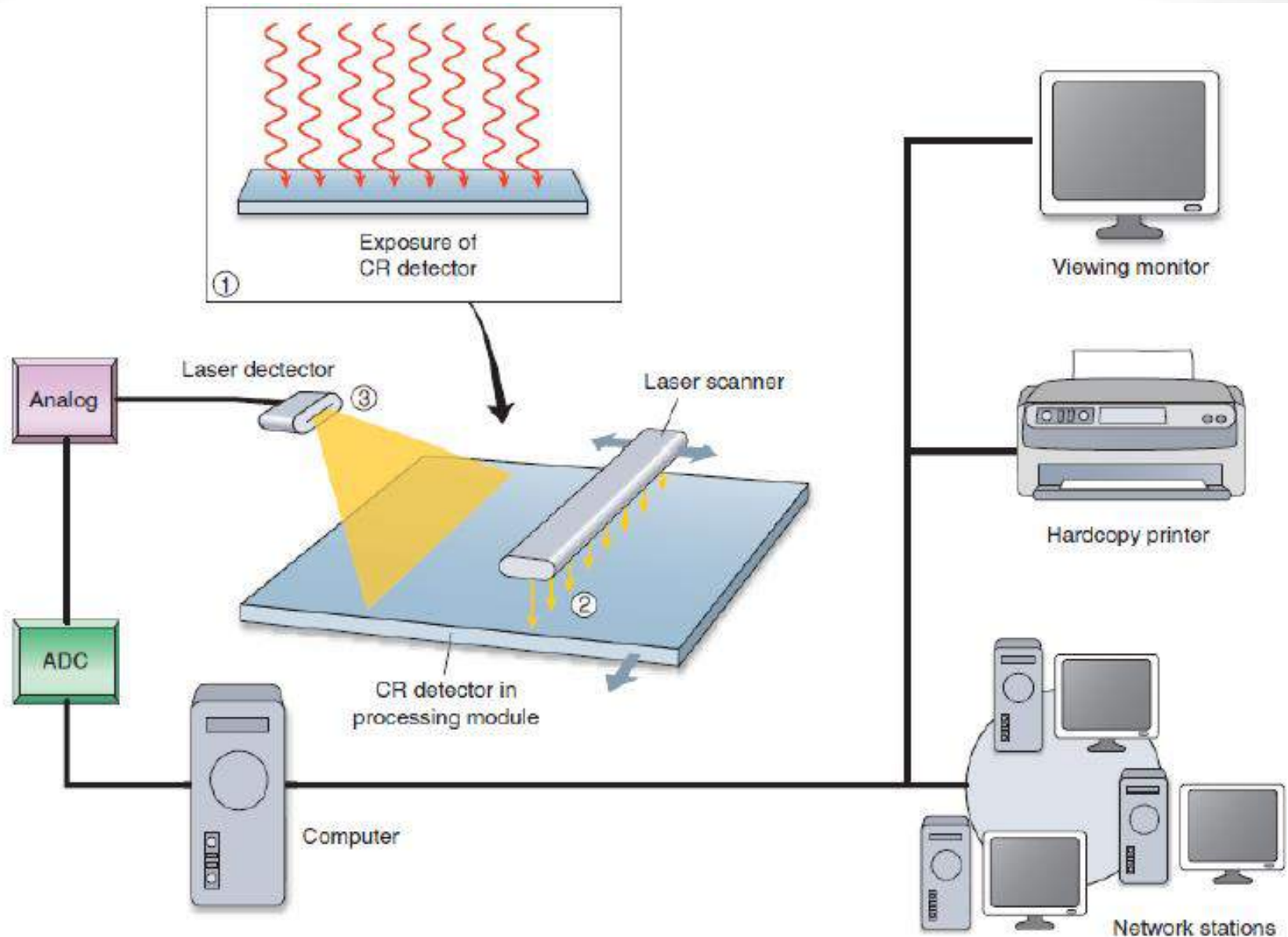
Okuma



Silme



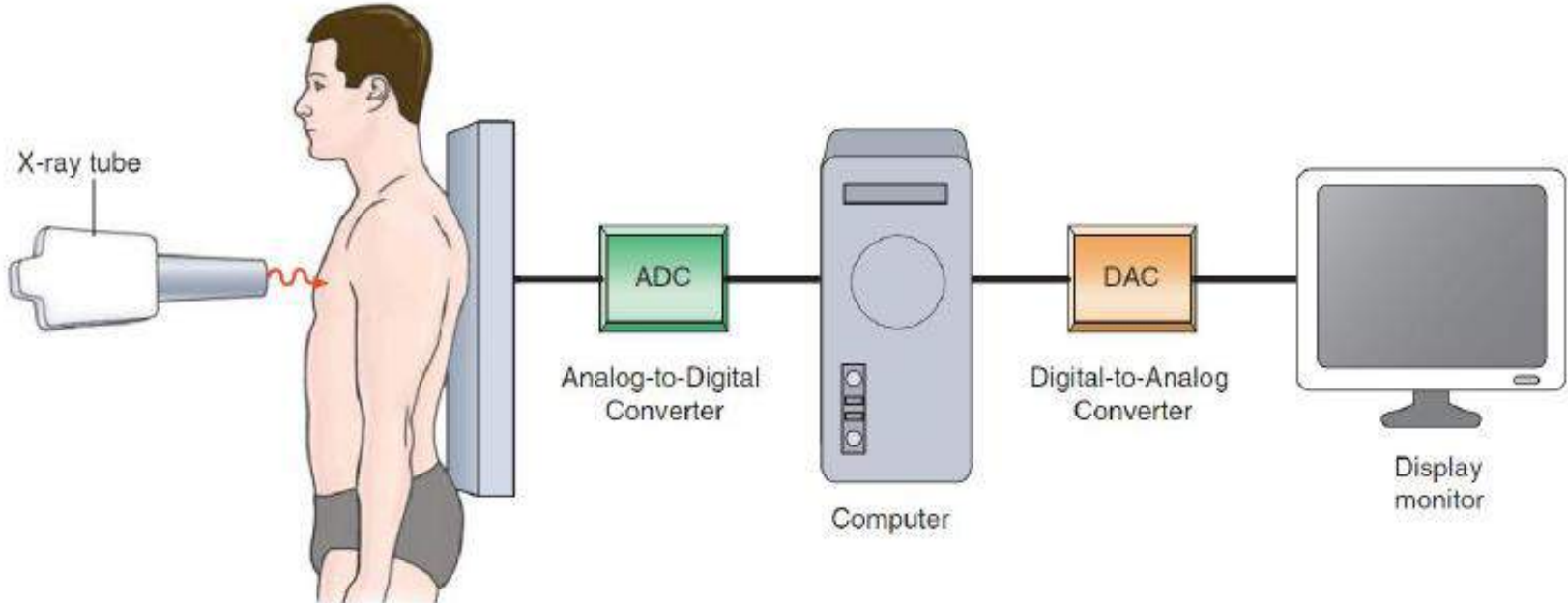
# CR Sistemleri



# DR Sistemleri

Dijital radyografi sistemleri **doğrudan ve dolaylı dönüştürme** olmak üzere ikiye ayrılır.

• **Doğrudan dönüştürme sisteminde**; x-ışını, **ışın-iletken (photo-conductor)** bir madde aracılığıyla doğrudan yük değişimi oluşturmaktadır.



# DR Sistemleri

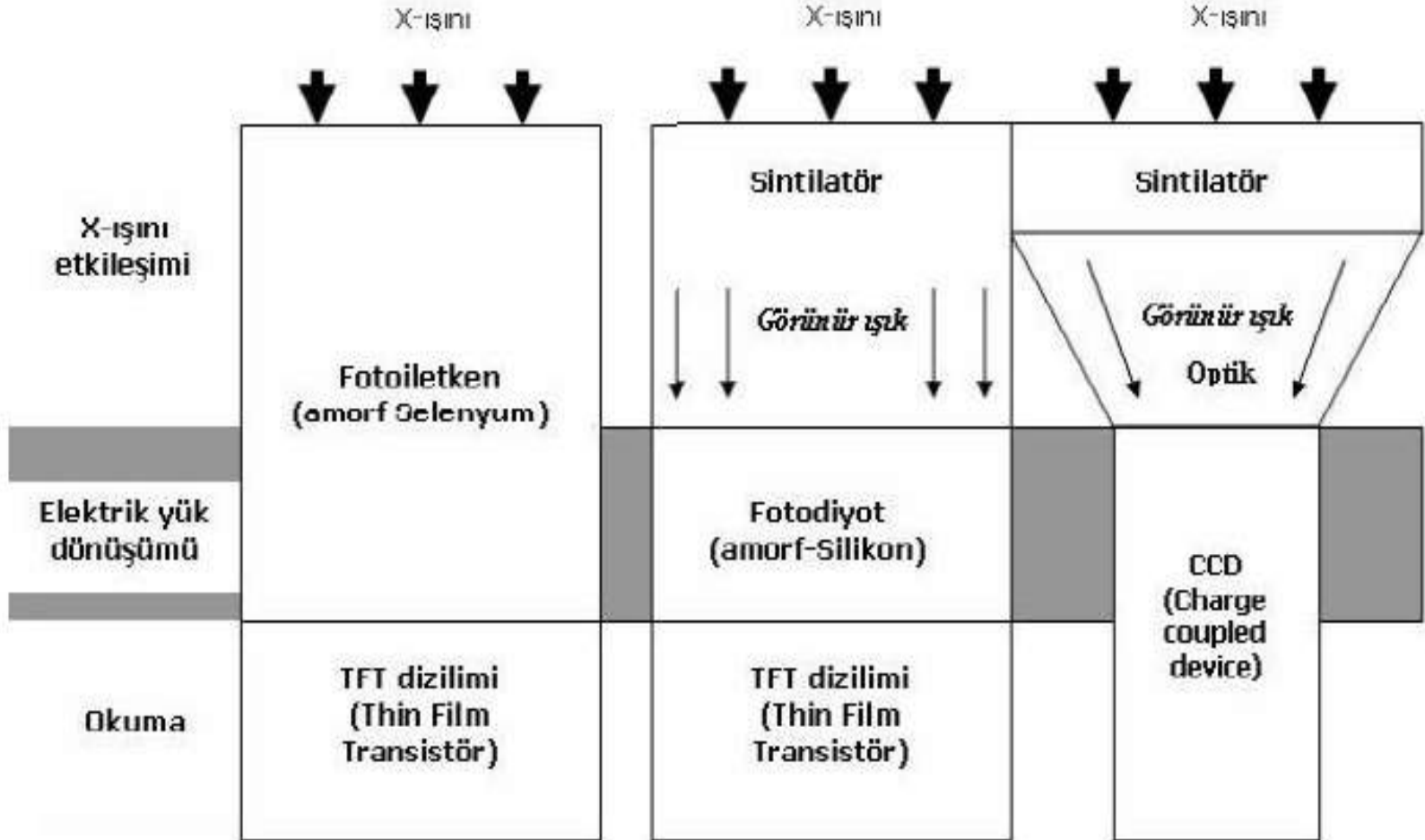
**Dolaylı dönüştürme sisteminde** ise iki basamaklı bir işlem gerçekleşmekte, önce **x-ışını sintilasyon (görünür ışığa dönüştürme)** özelliğine sahip bir madde ile etkileşerek görünür ışığa dönüşmekte daha sonra görünür **ışık bir yük değişimi meydana** getirmektedir.

Her iki sistemde de yük değişimi sonrası ortaya çıkan **elektrik akımı elektronik okuma düzenekleri** tarafından algılanmakta ve ardından analog-dijital dönüştürme işlemi ile dijital veriye çevrilmektedir.

# DR Sistemleri

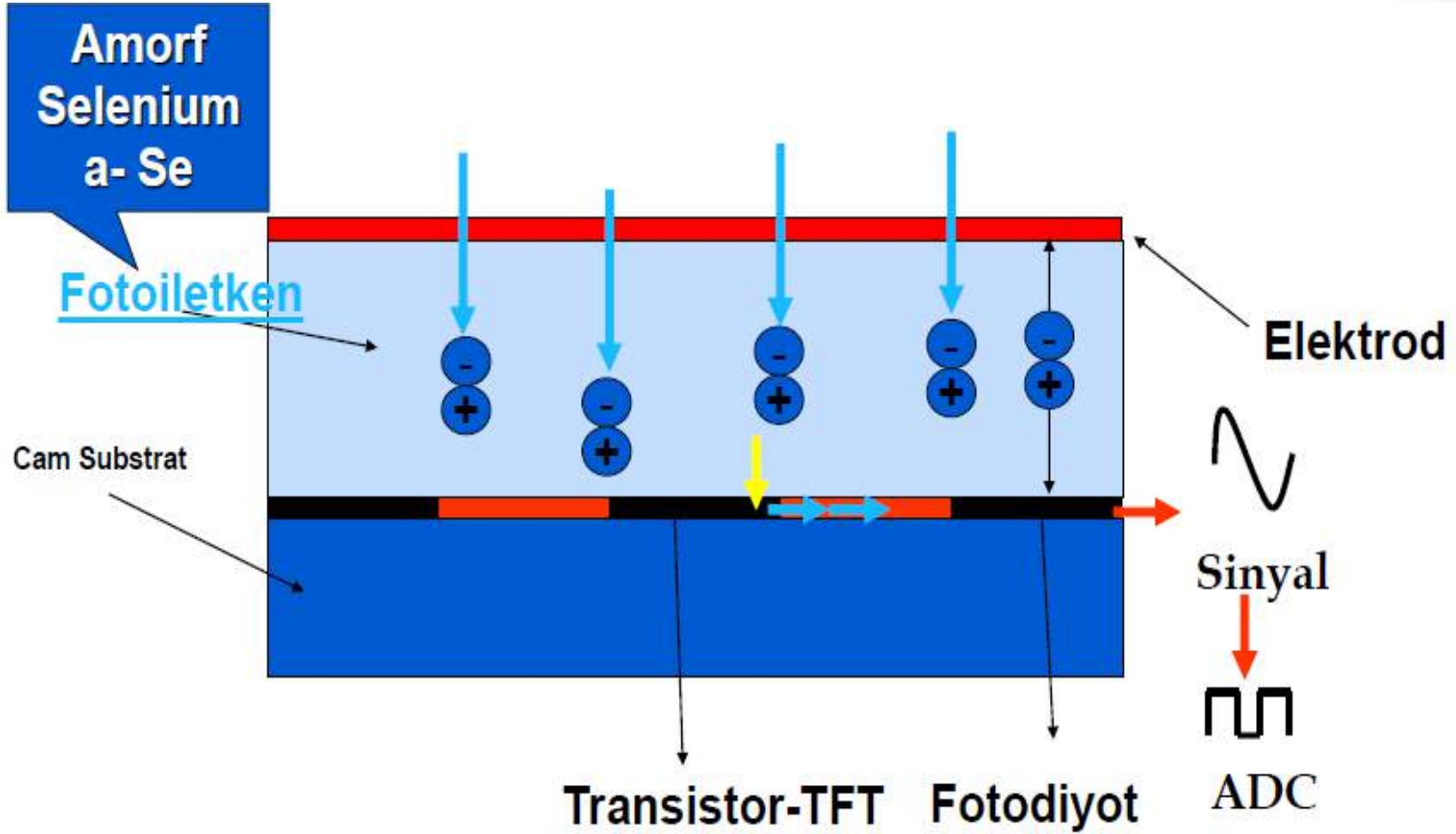
Doğrudan Dönüştürme

Dolaylı Dönüştürme

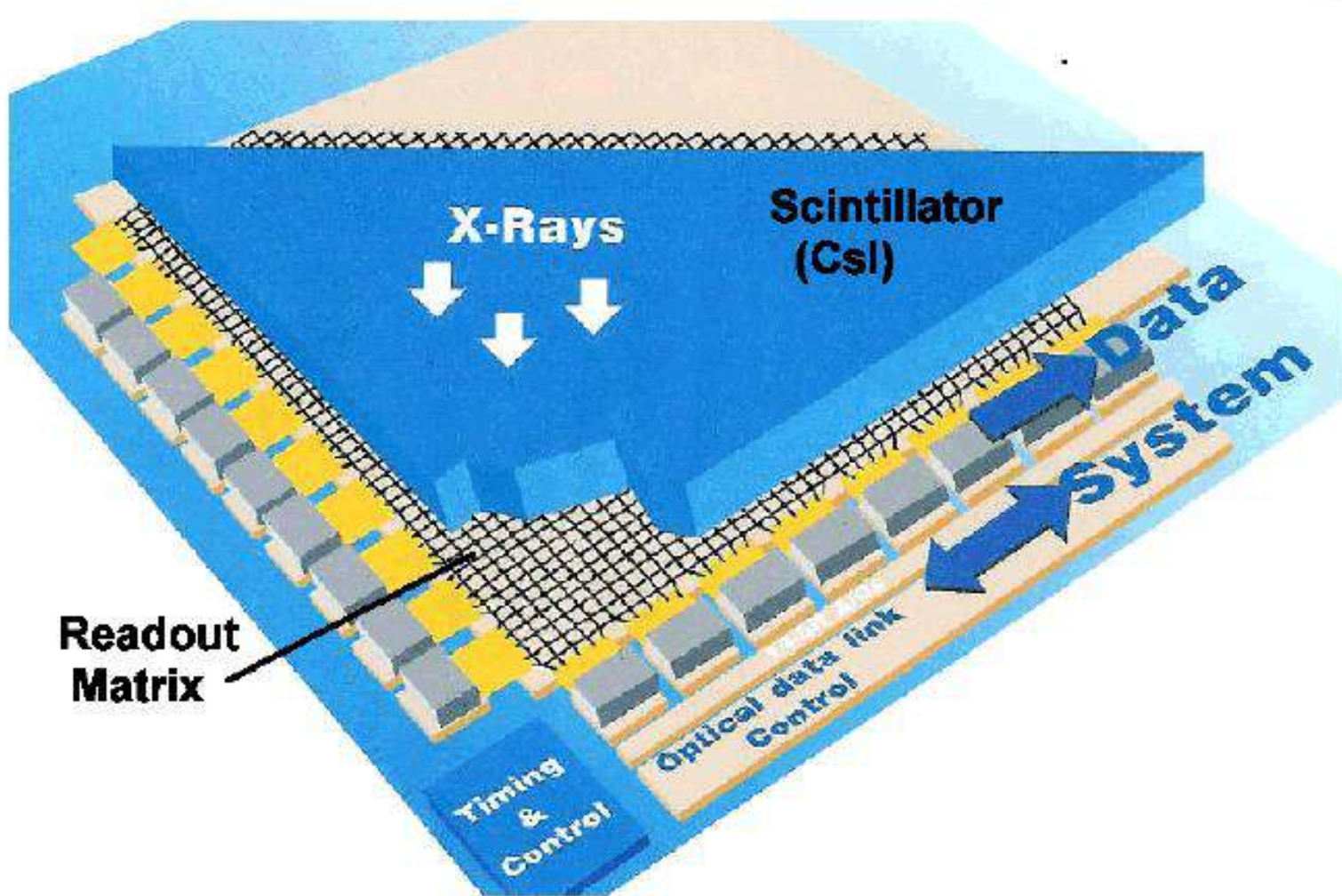




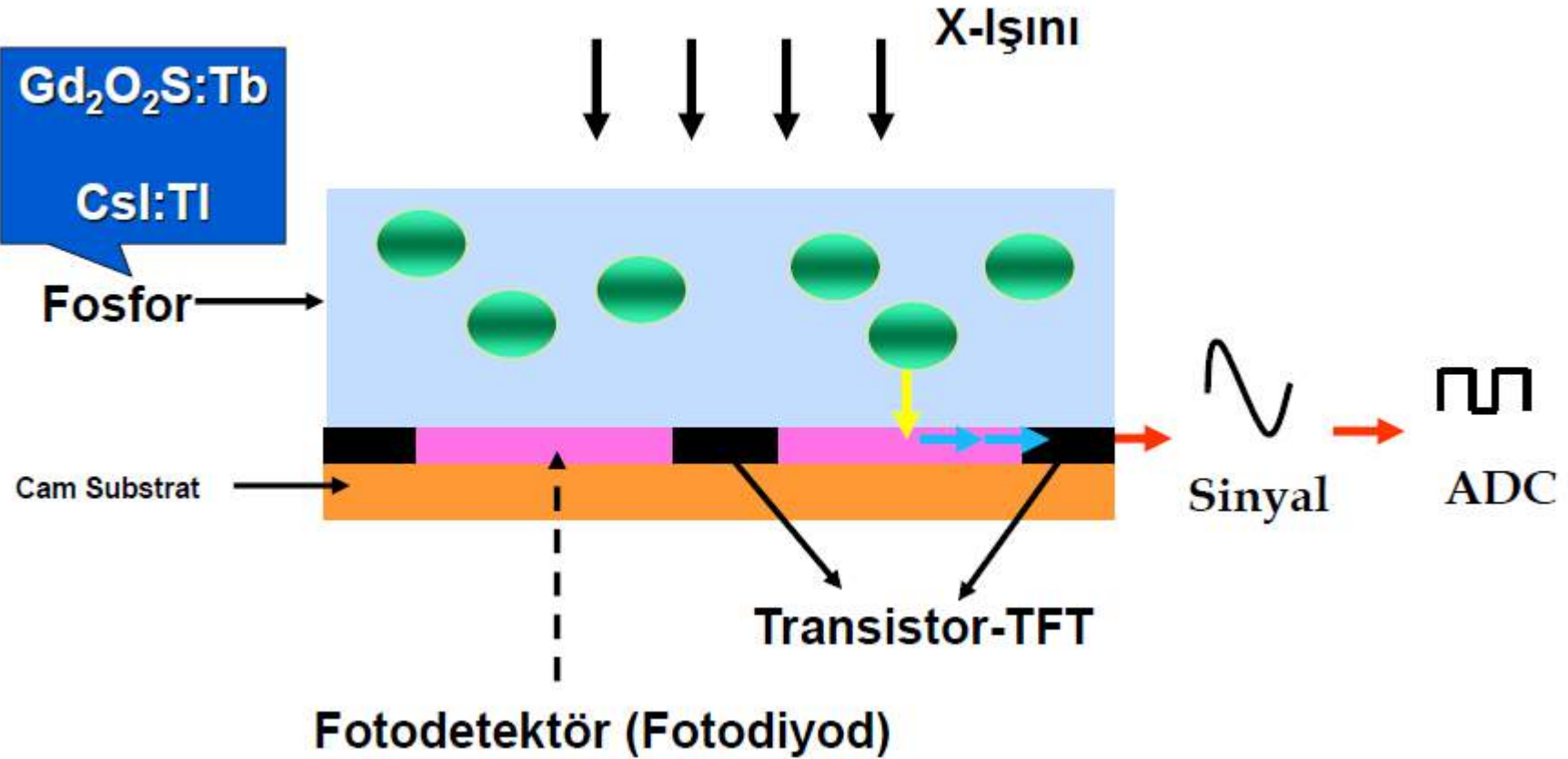
# Doğrudan Dönüştürmede Görüntü Oluşum Basamakları



# Dolaylı Dönüştürme

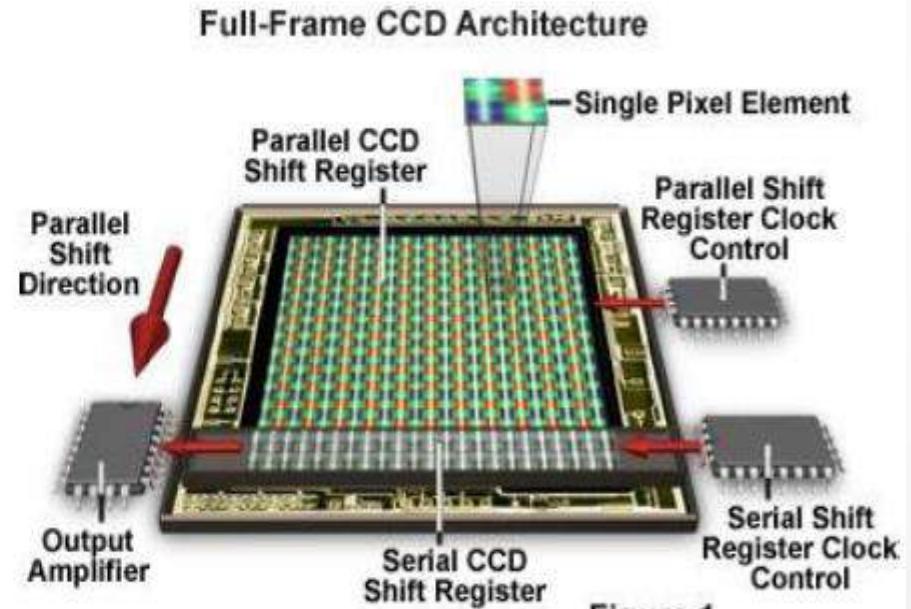
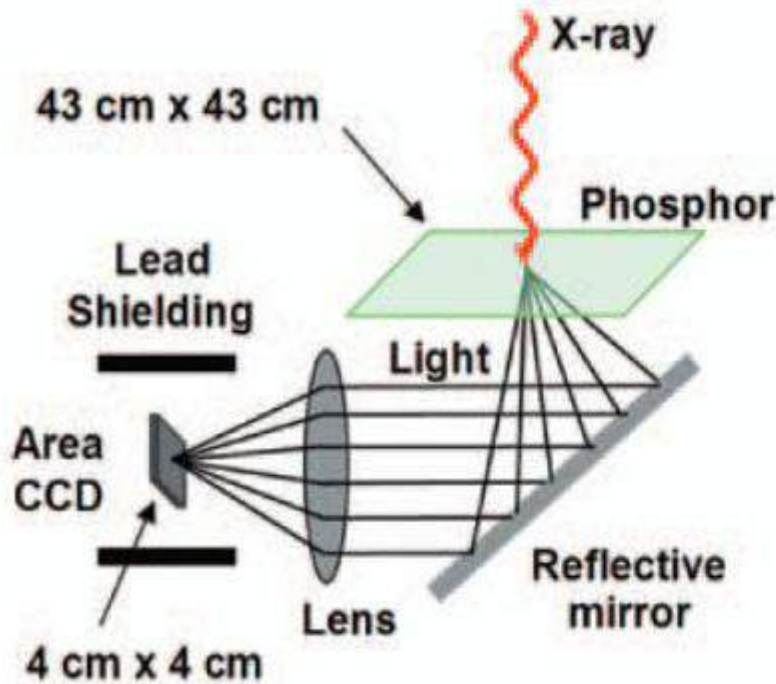


# Dolaylı Dönüştürme



# Dolaylı Dönüştürme

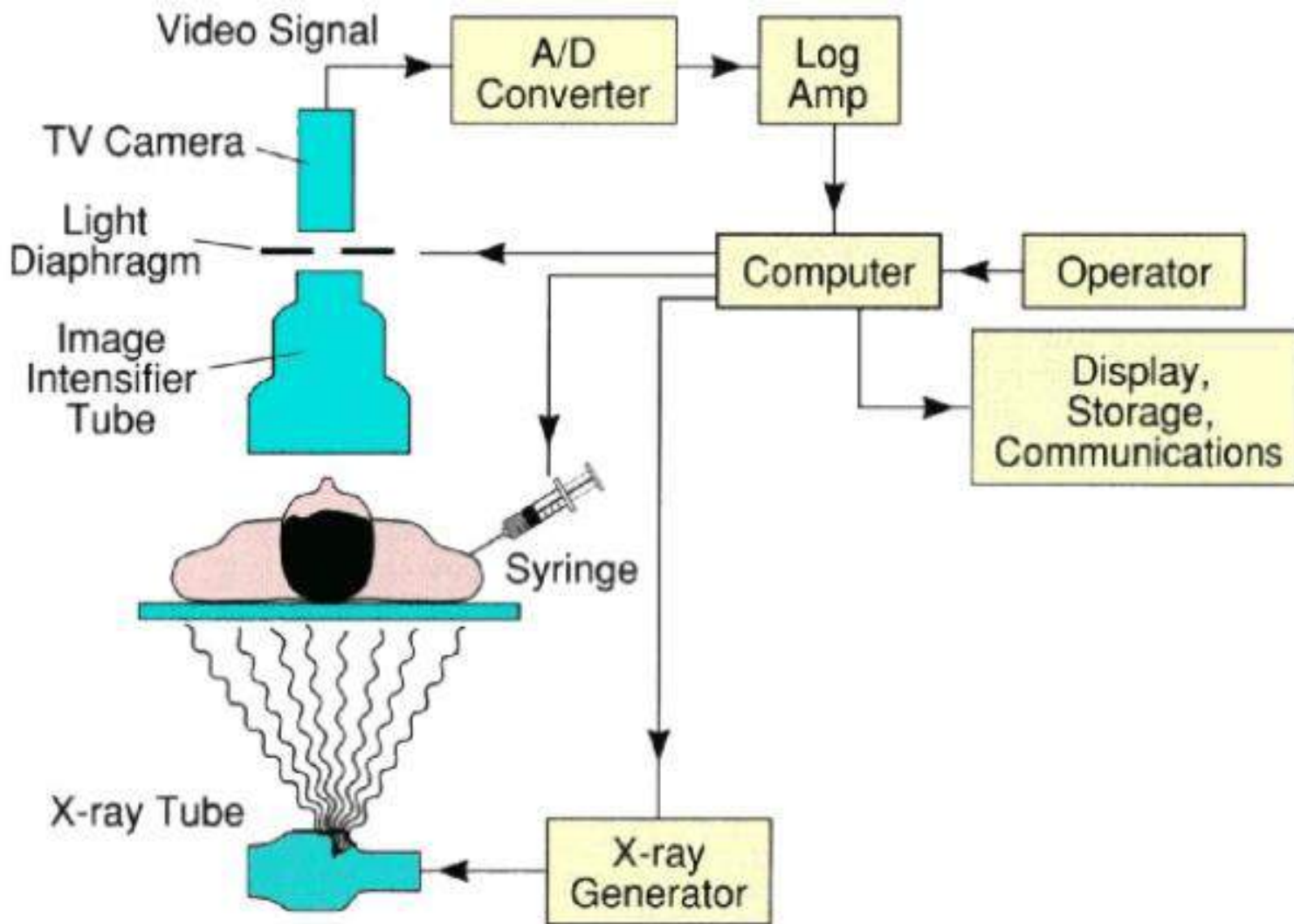
## CCD (Charged Couple Device) kamera



A. Basic components, large FOV single CCD detector



# Sayısal Floroskopi



**Biyomedikal Mühendislik Merkezi**

**Tıbbi Görüntüleme Sistemlerinin Temelleri  
Dersi**

**Anjiografi Cihazları**

**Elekt.Yük.Müh.Doğan D.DEMİRGÜNEŞ**

**E-posta: [ddemirgunes@gmail.com](mailto:ddemirgunes@gmail.com)**

**Tel:312-304 25 11**

# İçerik

- **Anjiyografi Tanımı ve Önemi**
- **Anjiyografi Tarihsel Gelişimi**
- **Anjiyografide Kullanılan Terimler**
- **Anjiyografi Tetkikinin Aşamaları ve Kalbin Görüntülenmesi**
- **Anjiyografi Cihazı Donanımı**
- **Anjiyografide Kullanılan Malzemeler**
- **Sayısal Çıkartmalı Anjiyografi (Digital Substruction Angiography-DSA)**
- **Kontrast Maddenin İnsan Vücuduna Etkisi**
- **Anjiyografinin Riskleri**



# Anjiyografi Uygulaması



# Anjiyografi Tanımı ve Önemi

Anjiyografi kelimesi Latince (eski Yunanca) kökenlidir;

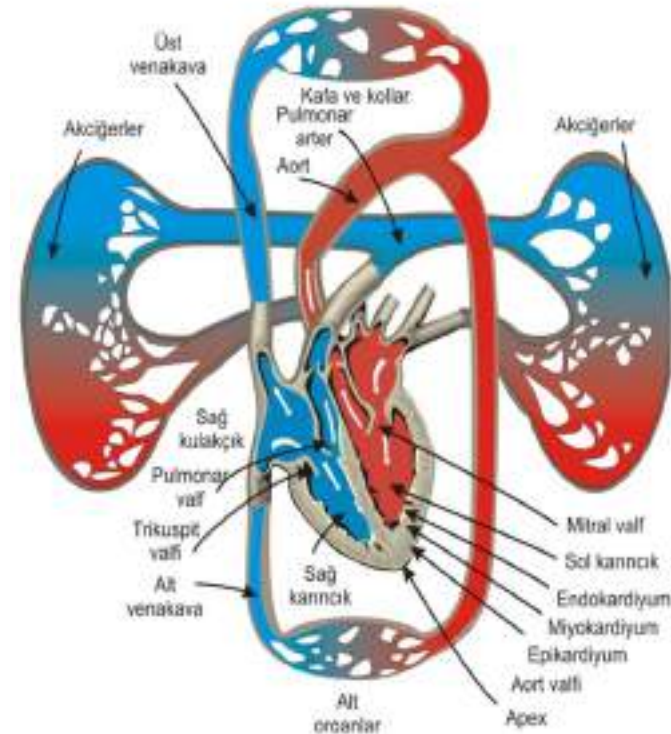
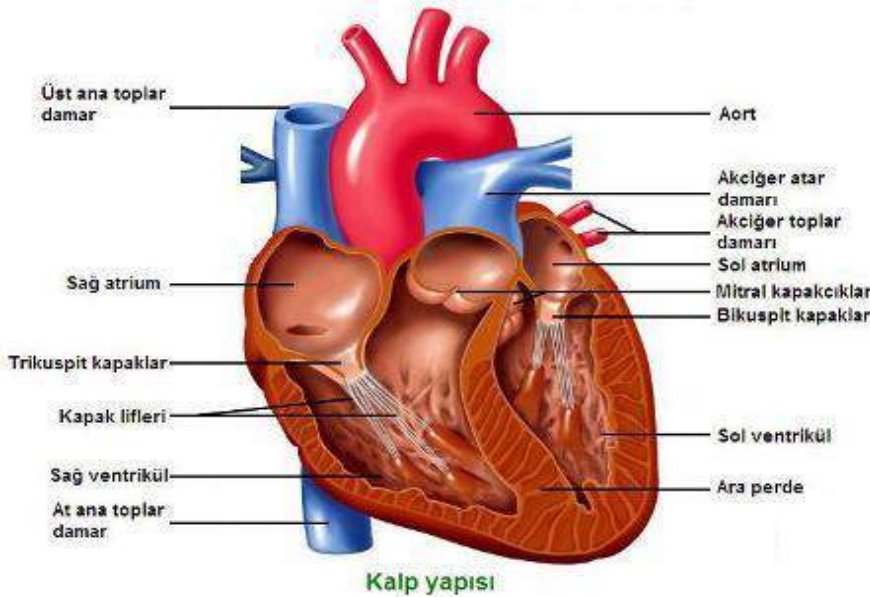
Latince	İngilizce	Türkçe
ἀγγεῖον <b>angeion</b>	Vessel	Damar, kanal, boşluklu yapı
γράφειν <b>graphein</b>	Graphy (write or record)	Görüntüleme

Anjiyografi (arteriyografi) kan damarlarının içinin veya (özellikle vücuttaki **atar, toplar damarlar ve kalbin odacıkları** gibi) boşluklu yapıların görüntülediği tıbbi görüntüleme tekniğidir.

Bu işlem incelenecek damar veya boşluklu yapıya  **radyo-opak kontrast madde**  enjekte edilerek,  **floroskopi**  adı verilen X-ışını görüntüleme yöntemi kullanılarak yapılır.

# Anjiyografi Tanımı ve Önemi

**Koroner Anjiyografi, kalbin ve damarlarının kontrast madde verilerek yapılan görüntülemesidir. Kalbi besleyen koroner arterlerin yanı sıra kalp, diğer arterler, venler ve lenf damarları da incelenir.**



# Anjiyografi Tanımı

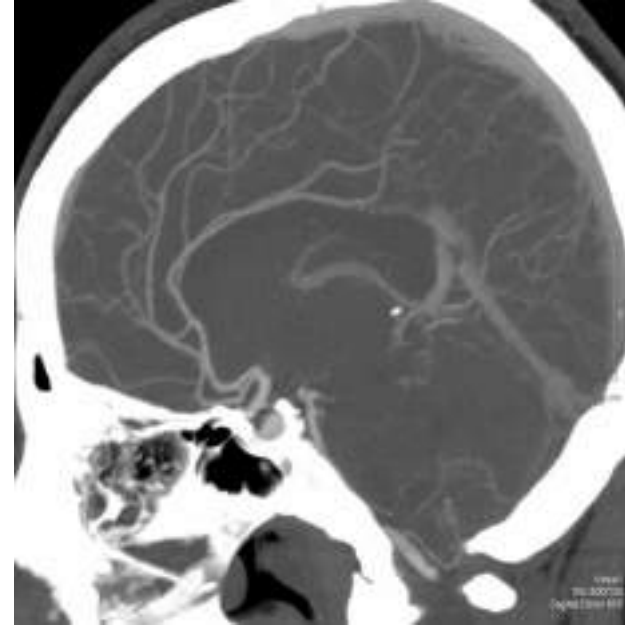
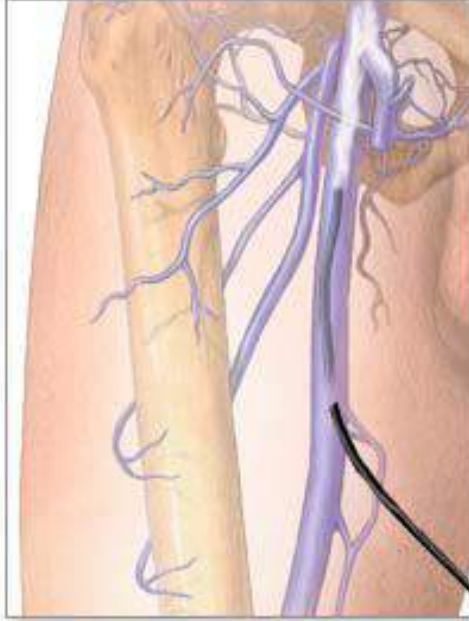
Radyolojide görüntüleme yöntemi, **incelenen bölge veya organa göre isimlendirilebilir**. Anjiyografi yöntemlerine verilen isimler aşağıdaki tabloda görülmektedir.

İncelenen Bölge veya Organ	İnceleme İsmi
Lenf damarları ve lenf sistemi	Lenfanjiyografi
Arterler	Arteriyografi
Venler	Venografi
Koroner Damarlar	Koroner Anjiyografi
Beyin Damarları	Serebral Anjiyografi
Akciğerler	Pulmoner Anjiyografi
Böbreklere ait incelemeler	Renal Anjiyografi
Karaciğer ve Dalak	Hepatik arter anjiyografi ve Coliak Anjiyografi
Safra kanalları	Kolanjiyografi

# Anjiyografi Tanımı

## VENOGRAFİ

Kateter kasıkta femoral toplardamar içine yerleştirilip opak madde (boya) verilirken röntgen çekilir



Serebral Anjiyografi



Renal Anjiyografi



# Anjiyografinin Önemi

Damarlar, doğrudan x-ışınli görüntüleme sistemleri ile görüntülenemediği için **kontrast madde verilerek görünür** hale getirilir.

Anjiyografi; daha çok **damarlardaki anevrizmaların**, genişlemelerin, balonlaşmaların, içten tümör veya komşu bir organın etkisi ile dıştan olan tıkanmaların, yine bir tümör veya başka bir organ etkisi ile damarların itilerek yer değiştirmelerinin görüntülenmesi için kullanılır.

Anjiyo sırasında, **stent takılması, pil takılması ve anjiyoplasti** gibi tedavi amaçlı girişimsel işlemler de yapılmaktadır.

Anjiyografi **zor, fakat teşhis değeri diğer filmlere göre çok yüksek** bir inceleme yöntemidir. Herhangi bir organa ait bir **damarın darlığı veya tıkanıklığı en iyi anjiyografi ile** anlaşılır. Örneğin kalbi besleyen koroner arterlerin daralma veya tıkanmasını en iyi gösteren görüntüleme yöntemi, koroner anjiyografidir.

# Anjiyografinin Tarihsel Gelişimi

**M.Ö. 400** - Boru ve sazlık kateterler ile kadavralar üzerinde kalbin çalışması incelenmiştir.

**1711** - Hales, cam boru ve pirinç bir boru kullanarak bir kazın trakeasını incelemiş ve kardiyak kateterizasyon yapmıştır.

**1844** - Fransız fizyolog Bernard, **kardiyak kateterizasyon** ile hayvanlarda intrakardiyak basınçları kaydetmek için kateter kullanmıştır.

**1929** - **Werner Forssmann** tarafından **ilk belgeli kardiyak kateterizasyon** yapılmıştır. Werner Forssmann, 65 cm'lik bir kateter ile ön kol damarından girerek, x-ışını altında, kendi kalbinin görüntüsünü elde etmiştir.

**1941** - **Cournand ve Richards** ilk defa kalbin debisini ölçmek için kalp kateteri kullanmıştır.



# Anjiyografinin Tarihsel Gelişimi

**1958** - Dr.Mason Soner, **tanısal koroner anjiyografiyi** keşfetti.

**1964** - Dr.Charles T. Dotter tarafından “**translüminal anjiyoplasti**” kavramı tanıtılmıştır.

**1967** - Dr. **Rene Favaloro** ilk **bypass ameliyatını** yapmıştır.

**1974**-Andreas Gruentzig tarafından insana ilk **periferik anjiyoplasti** yapılmıştır.

**1977**-**Gruentzig** tarafından **insana ilk koroner anjiyoplasti** yapılmıştır .

Günümüze kadar devam eden gelişmeler ile modern kalp kateterizasyonları yapılır hale geldi. Günümüzde kateterler kullanılarak **stent takılması** da bu gelişmelerden biridir.

# Anjiyografide Kullanılan Terimler

**Anjiyoplasti:** Damarlarda görülen darlık ve tıkanıklıkların açılması ve darlık bölgesinin anjiyo ile müdahale edilerek genişletilmesidir.

**Resplasman:** Aorta açılan kalp kapağının yapay kapaklarla değiştirilmesidir.

**Angina:** Kalbe yetersiz kan gelmesi sonucu meydana gelen geçici göğüs ağrısıdır. Anjina, genellikle yorulma, yemek yeme veya sıkıntı sonucunda ortaya çıkar. Her göğüs ağrısı anjina değildir.

**Arrest:** Organlardaki var olan hareket ya da faaliyetin kısa süreli olarak durması veya duraklamasıdır. Kalp için kullanılan kardiyak arrest, kalbin pompalama görevinin aniden durması ve kalp atımlarının kesilmesidir.



Anjiyoplasti Kateteri

# Anjiyografide Kullanılan Terimler

**Emboli:** Vücuda herhangi bir yoldan giren ve kan dolaşımına karışan yabancı bir cisimle **kan damarının birdenbire tıkanmasıdır**. (Yabancı cisimler, dolaşıma karışan kan pıhtısı, yağ parçası, enjeksiyon ile verilen yabancı cisimler ve hava kabarcıkları ile mikrop kümeleri olabilir.)

**Fibrilasyon:** Kalp, yani dolaşım sisteminin en önemli organı, bir pompa gibi çalışmaktadır. Kalp kası, çizgili kas fibrillerinden veya liflerden meydana gelir. Bu liflerin hepsinin aynı anda gerilmesi sonucunda kalp kası kasılır. Bu fibrillerin veya liflerin herhangi bir hastalık nedeniyle düzensiz, birbirine bağımsız zamanda gerginleşmesine, **fibrilasyon** denir.

**Defibrilasyon:** Fibrilasyona uğramış veya yeni durmuş kalbe elektrik enerjisinin şok halinde verilerek kalbin dışarıdan uyarılması ve tekrar kasılmasının sağlanmasıdır.

# Anjiyografide Kullanılan Terimler

**İnme/felç:** Serebrovasküler bir hastalıktır. Kalp hastalığı ve kanserden sonra en sık görülen ölüm sebebidir. Genellikle **beyin damarlarında oluşan tıkanıklık ve kanama sonucu** meydana gelir.

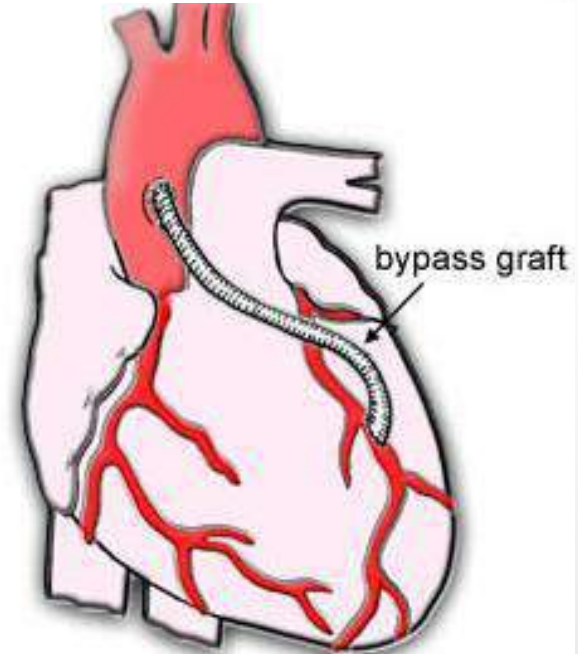
**Kalp krizi/enfarktüs:** Kalbin koroner arterlerinde çeşitli sebeplerle meydana gelen yetersizliğe bağlı olarak **kalbin oksijensiz kalması** sonucunda şiddetli göğüs ağrısıyla kendini göstererek ölüme sonuçlanması olası fizyolojik bir durumdur. Dünyada en fazla görülen ölüm sebeplerindedir.

**Kalp yetmezliği:** Kalp yetmezliğinde kalp yeterli miktarda kanı dokulara ulaştıramaz. Kan akımının azalması sonucu kalbin kasılma yeteneği kaybolur. Kasılamayan kalp, kanı pompalayamaz. Kalbin, vücudun ihtiyacını karşılayacak düzeyde kanı pompalayamamasına, kalp yetmezliği denir.

# Anjiyografide Kullanılan Terimler

**Koroner Bypass ve Greft:** Koroner arterlerdeki daralmaların belli bir seviyenin üzerine çıkması, kanın akışını engeller. Bu da kalbin yeterince beslenememesi ve dolayısıyla görevini tam anlamıyla yapamaması anlamına gelir. Bu olumsuz tabloyu ortadan kaldırmak amacıyla uygulanan cerrahi işleme, **koroner bypass** ameliyatı denilir. Koroner bypass ameliyatının amacı; varsa göğüs ağrısını ortadan kaldırmak ve oluşabilecek bir kalp krizinin önüne geçmektir.

Koroner bypass ile darlık olan damarın arkasına yeni bir damar ile kan götürülür. Darlık olan bölgenin devamına kan götüren yeni damara, **greft** adı verilir. **Greft, genellikle hastanın kendi damarlarından hazırlanır.**

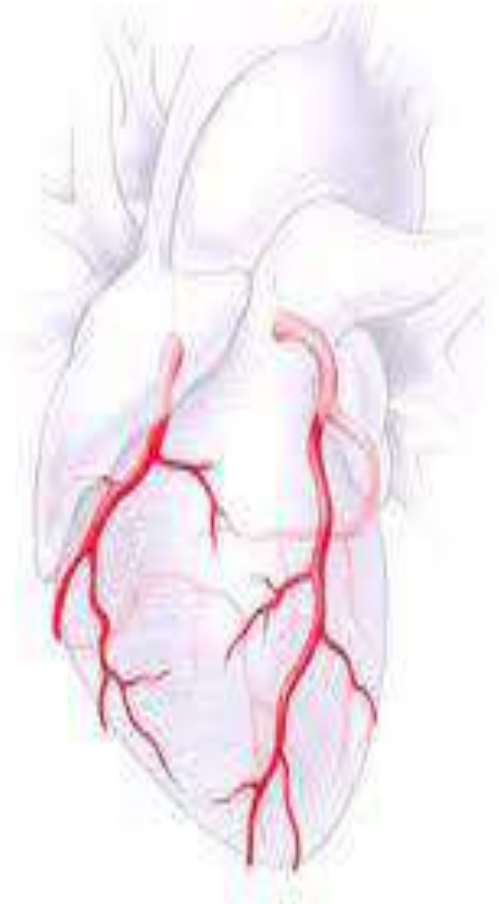
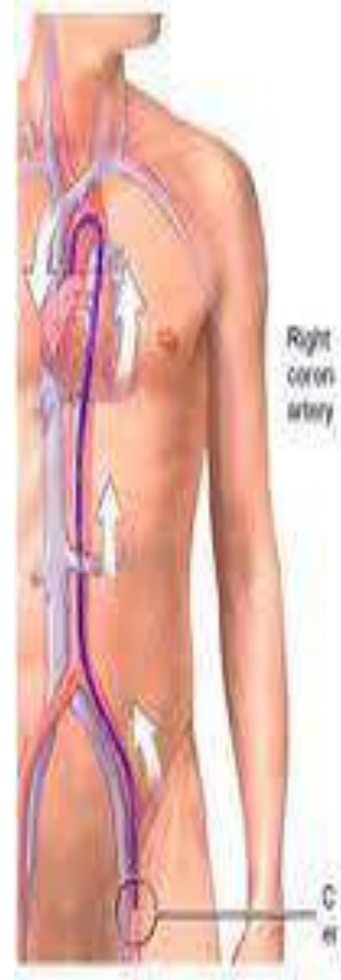
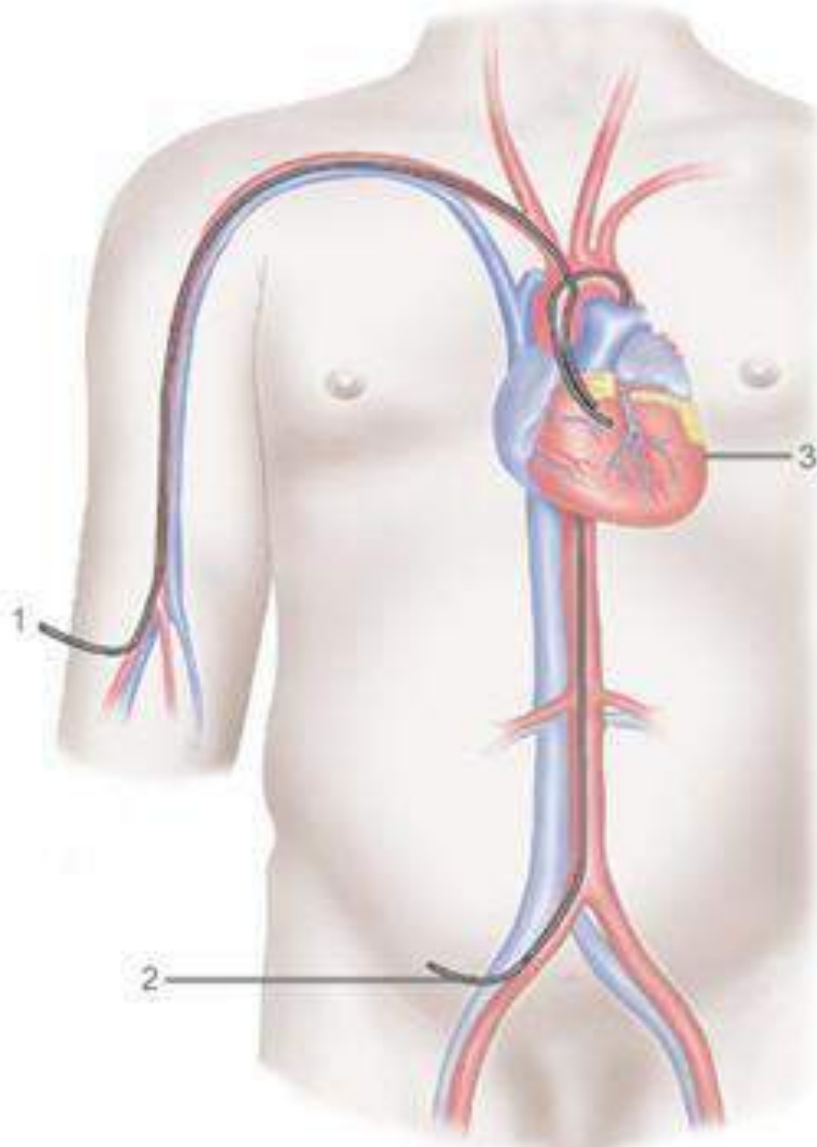


# Anjiyografi Laboratuvarı





# Anjiyografi Tetkikinin Aşamaları



1. Kol kateter, 2. Kasık kateter, 3. Kalp



# Anjiyografi Tetkikinin Aşamaları

Anjiyografi kateterizasyonu kalp hastalıklarının tanı ve tedavisinde kullanılan **girişimsel** bir işlemdir.

Doğuştan veya sonradan gelişen **kalp kapak rahatsızlıklarının tanı ve tedavisinde; kalp rahatsızlıklarının tanısında, kalp boşluklarının basınçlarının ölçülmesinde; kanlanmalarının değerlendirilmesinde** ameliyat gerektiren durumların tespitinde bu yöntemden faydalanılır.

# Anjiyografi Tetkikinin Aşamaları

## Hasta Hazırlığı

Hasta, genellikle muayene ve tetkik öncesi işlemler için bir gün önceden hastaneye yatırılır. Kan tetkikleri, nabız ve kan basıncı kontrol edilir. Çekilmemişse EKG tetkiki yapılır. Hasta, tetkikten en az **5-6 saat önce aç** bırakılır.

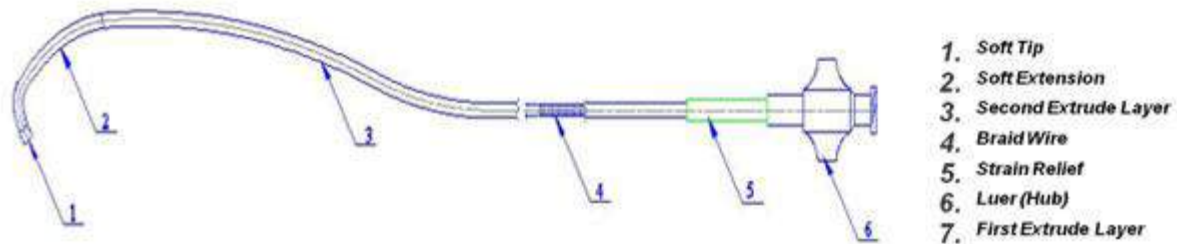
Tetkike gelmeden **kasık bölgesi temizlenir**. Şeker hastalarına sabah almaları gereken **insülin verilmez**. Masaya yatırılmadan hasta, tuvalete gönderilir. Kontrast madde verilirken duyacağı ateş basması ve ağızda meydana gelebilecek metalik tat gibi konularda hasta bilgilendirilir.

# Anjiyografi Tetkikinin Aşamaları

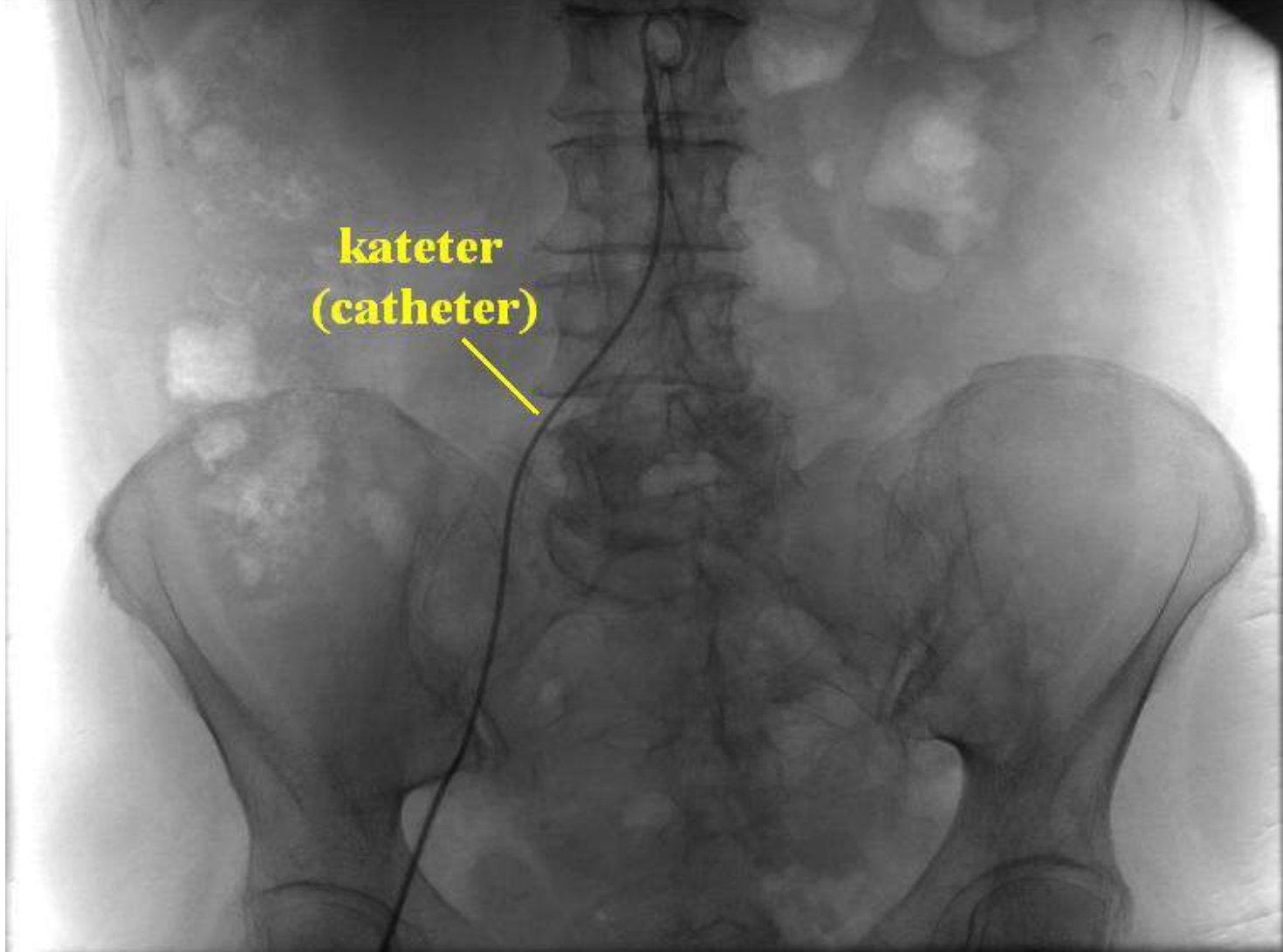
## Kalp Kateterizasyonu

Kalp kateterizasyonu, sağ ve sol kalp kateterizasyonu olmak üzere iki şekilde yapılır. İlk olarak **kasık veya koltuk** altından damar içine **katater** olarak isimlendirilen **1,5-2 mm çapında** çok ince plastik bir **şırınga ucu** yerleştirilir.

**Sağ kalp kateterizasyonu:** Vücudun büyük venlerinden herhangi birinden girilebileceği gibi, daha çok bu işlem **sağ femoral venden** girilerek yapılır. Kateter yardımıyla **femoral vene**, oradan **sağ atriuma**, oradan **sağ ventriküle pulmoner artere ve hatta akciğerin uç noktalarındaki kılcallara kadar ulaşarak** kalbin sağ kısmı değerlendirilir.



# Anjiyografi Tetkikinin Aşamaları



# Anjiyografi Tetkikinin Aşamaları

## Kalp Kateterizasyonu

**Sol kalp kateterizasyonu:** Yine vücudun radial arter brakial arter gibi büyük arterleri kullanılarak yapılabileceği gibi genellikle femoral arterden girilerek aortaya, oradan sol ventriküle kadar ilerlenebilir.

Bu iki kateterizasyon tek başlarına yapılabileceği gibi, ikisi aynı anda da yapılarak çeşitli hastalıklar değerlendirilir ve hatta tedavi edilir.

Kalp kateterizasyonu için kalp içerisine yapılan enjeksiyonda kullanılan **kontrast madde miktarı**; kullanılan **katetere, hastanın yaşına, kilosuna, anatomik yapısına veya bozukluğuna** bağlı olarak değişkenlik gösterebilir.

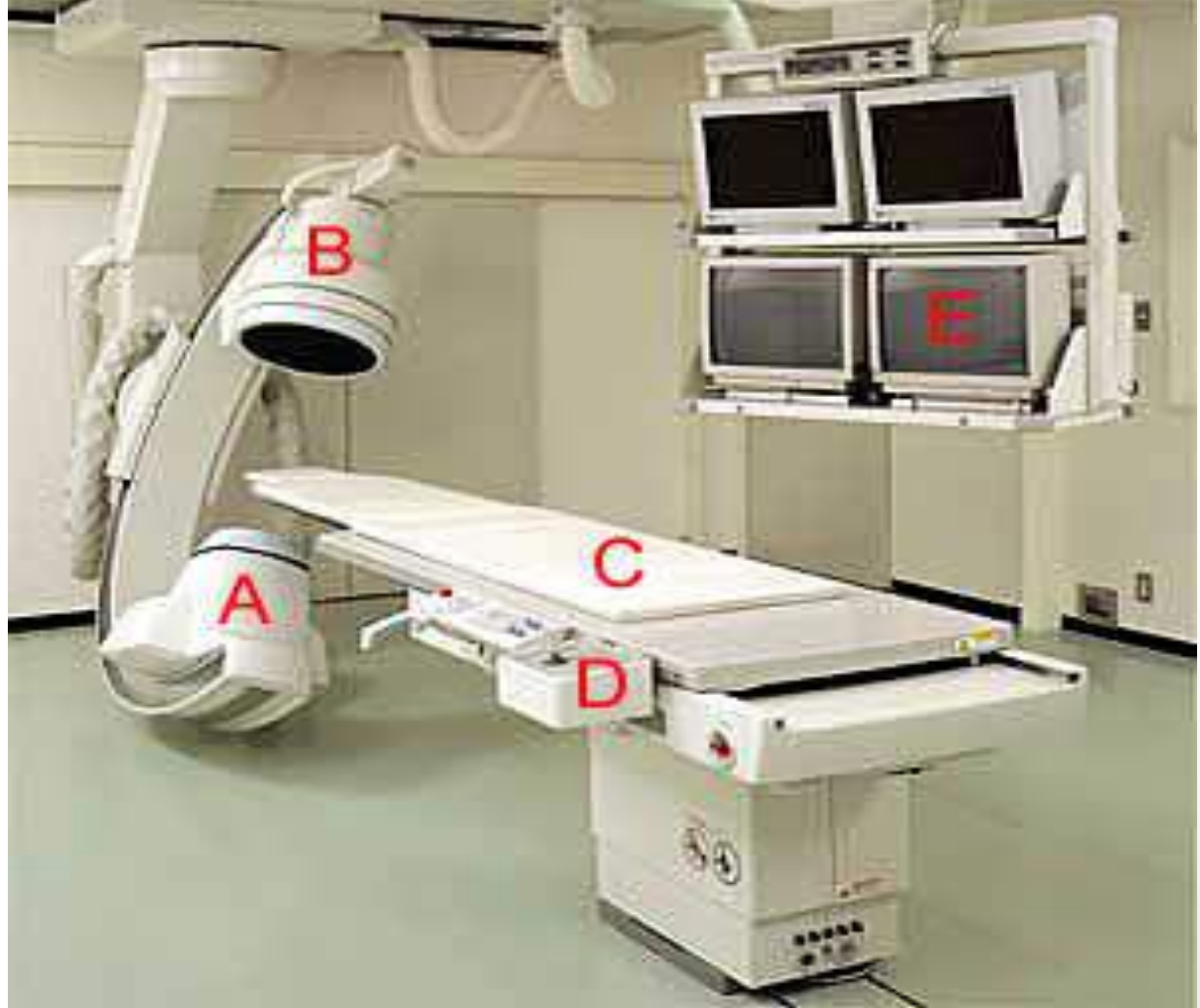
# Anjiyografi Cihazı Donanımı

Anjiyografi, **kalbin ve damarlarının kontrast madde verilerek yapılan** görüntülemesidir. Anjiyografi cihazlarının çalışma prensibi, diğer X ışını ile görüntüleme yapan radyografi cihazları ile aynıdır. Bu cihazlarda X ışını tüpü, kumanda masası ve hasta masası gibi ana elemanlar bulunur. Sayısal anjiyografi cihazlarında;

- **X ışını tüpü,**
- **Görüntü dönüştürücüsü (image intensifier),**
- **Hasta masası,**
- **Masa ve tüpü hareket ettiren kontrol paneli**
- **Monitörler** bulunur.

# Anjiyografi Cihazı Donanımı

- A.** X ışını tüpü,
- B.** Görüntüleme bölümü (image intensifier),
- C.** Hasta masası
- D.** Masa ve tüpü hareket ettiren kontrol paneli,
- E.** Monitörler





# Anjiyografi Cihazı Donanımı

## Hasta Masası

Hasta masası, birçok hareket özelliğine sahip masadır. Ameliyathane masaları gibidir. Anjiyografiden hemen önce steril olarak hazırlanır. Masanın **aşağı yukarı, sağ-sol ve ileri geri gibi birçok hareket özelliği vardır.** Genellikle masanın ayak tarafında **kumanda konsülü ve diğer kontrol düğmeleri** bulunur.



# Anjiyografi Cihazı Donanımı

## Kumanda Konsülü ve Kontrol Düğmeleri

Kumanda konsülü, **masa ve tüp hareketlerini kontrol eden düğmelerin bulunduğu bölümdür**. Masaya aşağı yukarı, sağ-sol ve ileri-geri gibi hareketler yaptırır. Kateter yerleştirilmesi sırasında ve görüntüleme anında **tüpe pozisyon vermek** için kullanılır. Bu pozisyonlandırmalar, daha çok kateteri yerleştiren ve şutlama düğmesini kullanan uzmanın komutlarına göre yapılır.



# Anjiyografi Cihazı Donanımı

## Anjiyografi Tüpü ve Görüntüleme Ünitesi

Bu bölümde, X ışınlarını meydana getiren **tüp ve karşısında detektör bulunur**. Detektörün bağlı olduğu ve detektörün aldığı sinyalleri görüntüye dönüştüren bilgisayar sisteminden oluşan bir görüntüleme ünitesi **(image intensifier)** bulunur. İnceleme sırasında, tüp ve detektörün bulunduğu bölüm steril hale getirilir.

Anjiyografi **tüpü ve detektörü C kol şeklinde** yapılmıştır ve hastayı hareket ettirmeden birçok pozisyonda görüntüleme yapılmasına imkan verir.

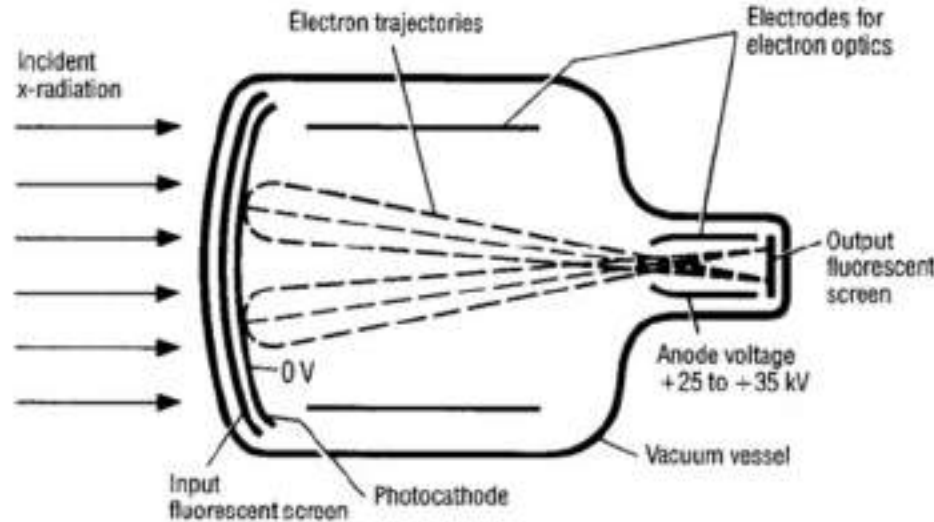


# Anjiyografi Cihazı Donanımı

## Sayısal Floreskopi

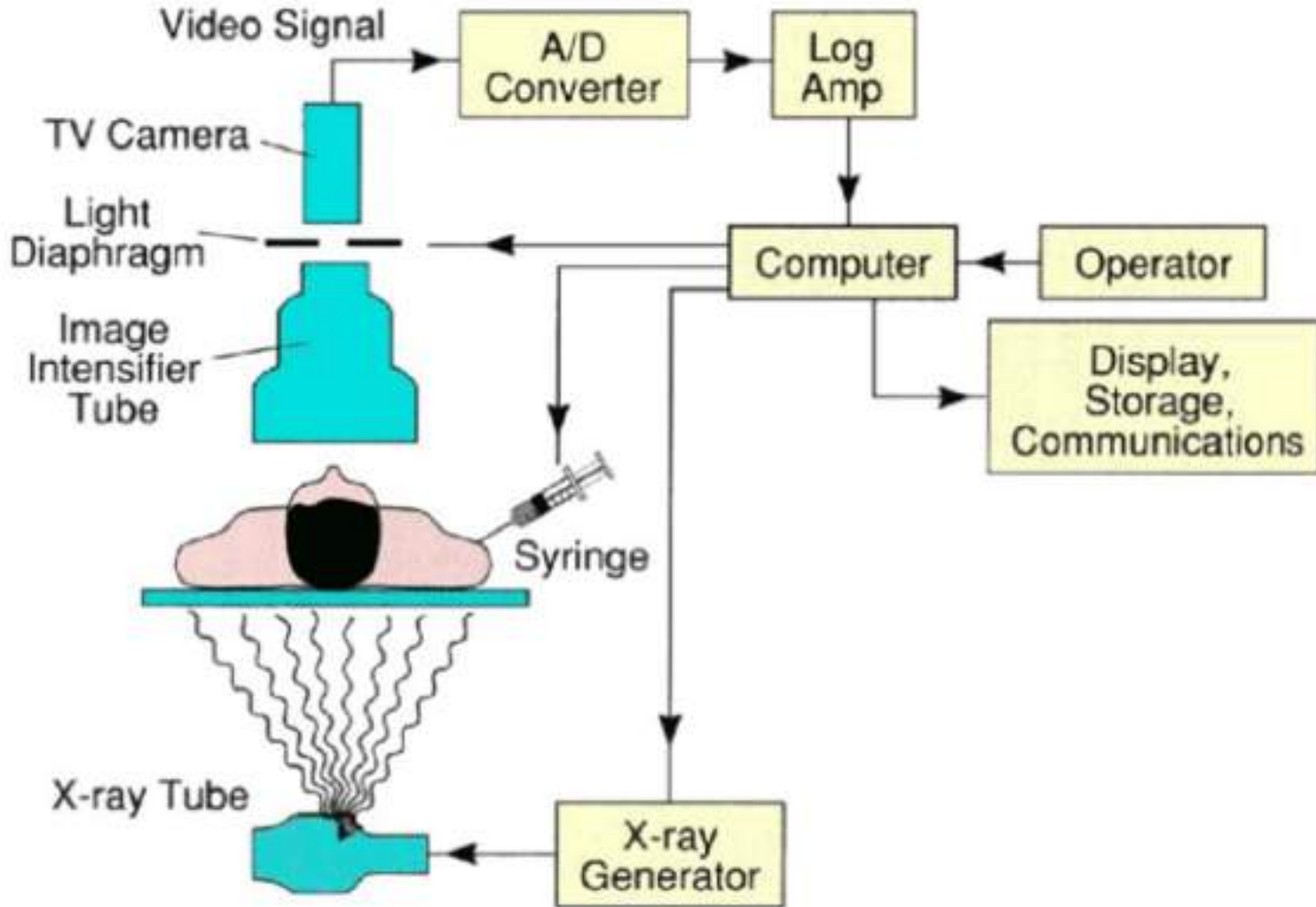
Anjiyografi cihazları **sayısal bir floreskopi** sistemidir. Sayısal floreskopi kontrast madde kullanımına dayalı radyolojik incelemelerde belki de tüm dijital radyolojik sistemler arasında **en yaygın kullanım alanı** bulmuş olan tekniktir.

Floreskopide (**görüntü kuvvetlendirici ve dönüştürücüsü**) **image intensifier** adı verilen kısımda x-ışını fotonları emilir ve foton sayısıyla orantılı olarak çıkış penceresinde görünür ışık oluşur.



# Anjiyografi Cihazı Donanımı

Anjiyografi cihazları **sayısal bir floroskopi** sistemidir.

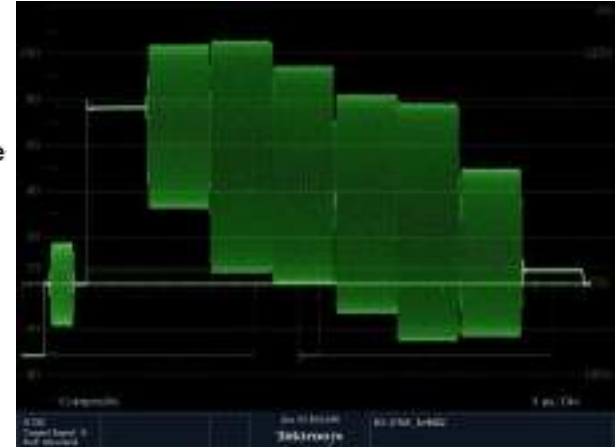
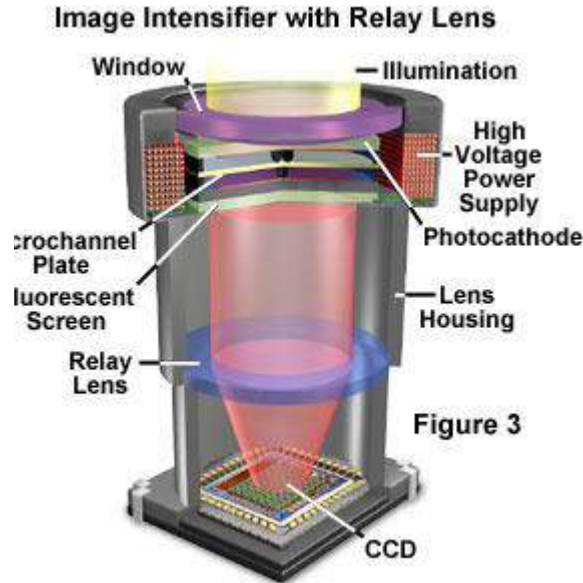


# Anjiyografi Cihazı Donanımı

## Görüntü Dönüştürücü (Image Intensifier)

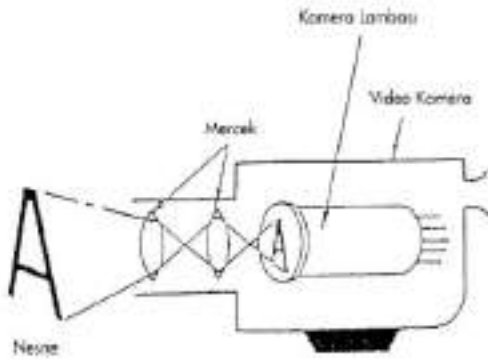
Bu eleman düşük absorpsiyona sahip tipik olarak alüminyum malzemedен bir **dış kılıf, bir giriş floresan penceresi, fotokatot ve çıkış floresan ekranı ve penceresinden** oluşur.

Bu eleman kendisine ulaşan **x-ışınlarını görünür ışığa çevirir** ve x-ışını görüntülemenin arka arkaya yapılması sonucunda elde edilen görünür **ışktan video sinyali** üretir.

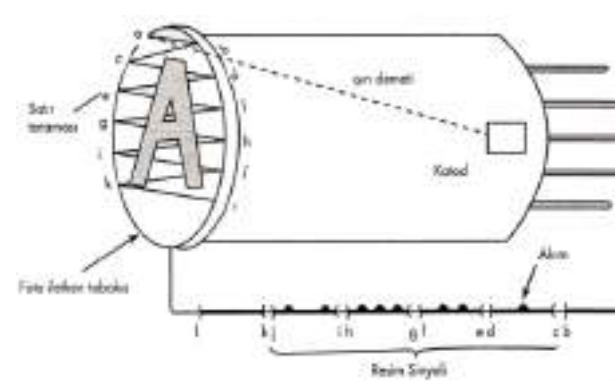




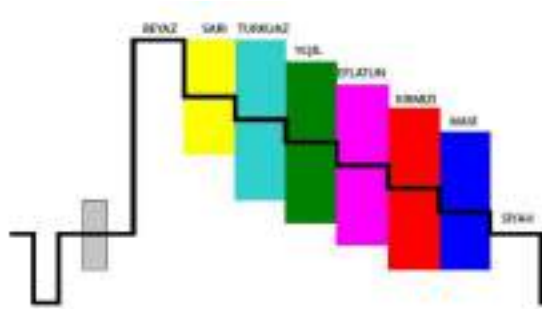
# TV Tekniği ve Video Sinyali



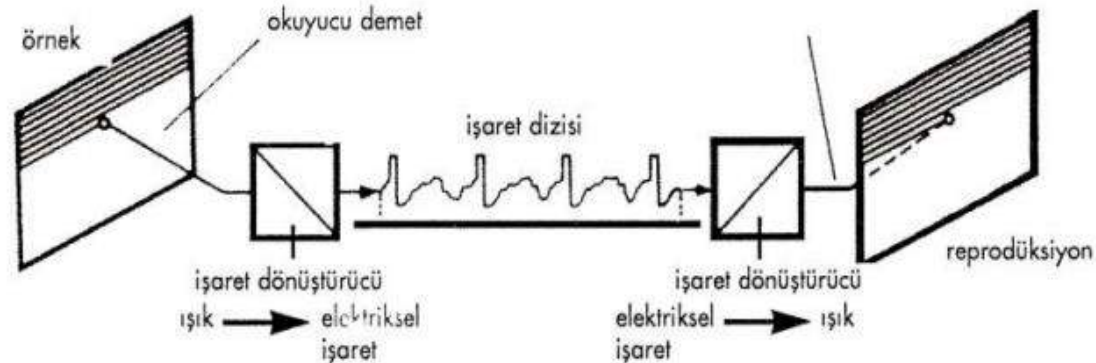
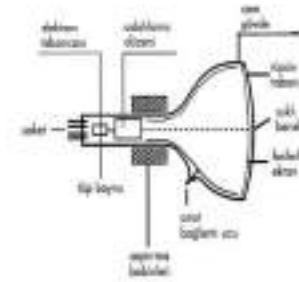
Video kamera iç yapısı



Kamera, televizyon sisteminin ilk parçasıdır ve içindeki kamera lambası ile görüntüyü elektriksel işarete dönüştürür.



Video sinyali



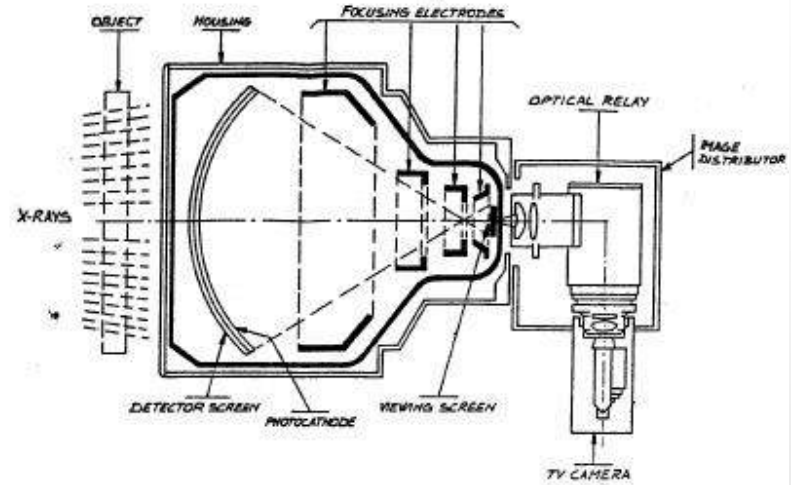
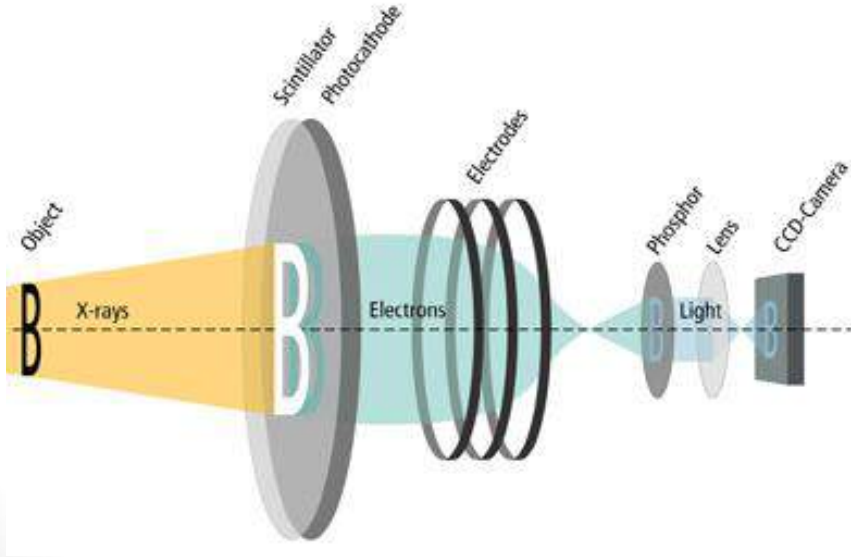


# Anjiyografi Cihazı Donanımı

## Görüntü Dönüştürücü (Image Intensifier)

Bir **analog-dijital dönüştürücü (ADC) video sinyalini sayısal görüntü formatına dönüştürür.**

Son yıllarda sayısal floroskopide görüntü kalitesini arttırmayı amaçlayan çalışmalar daha çok video kameraların yerini **CCD dizilimi gibi dijital detektörlerin almasına** yönelmiştir. Günümüzde video kameralar yerine **CCD görüntü sensörleri kullanılmaya** başlanmıştır.



# Anjiyografi Cihazı Donanımı

## Kumanda Masası ve Bilgisayar

Anjiyografi çekim odasının dışında, görüntüleri kaydeden bilgisayar ve kumanda masasının bulunduğu bir bölüm bulunur.

Bu bölümde, öncelikle hasta bilgilerinin girişi yapılır. Daha sonra **görüntülerin kaydı ve düzenlenmesi** yapılır. Kumanda konsülü ve bilgisayarın olduğu bölümde görüntüler anında izlenebilir. Gerekirse gözden kaçan veya şüpheli durumlar tekrar edilir.



Bilgisayar ve kumanda konsülünün bulunduğu oda

# Anjiyografi Cihazı Donanımı

## Anjiyografi Cihazın Diğer Ekipmanları

### Soğutma Sistemi

Anjiyografi cihazlarının soğutmalarında otomatik sistemler kullanılmaktadır. Anjiyografi cihazlarında soğutma sistemleri, cihazın **elektronik devrelerini ve cihazın x ışını tüpünü soğutmak** için kullanılır.

Cihazların soğutma sistemleri, klima sistemi gibidir. Soğutma sistemlerinin gürültü yapan aksamaları genellikle radyografi odalarının dışında bir bölüme kurulur.

Soğutma için oda tipi klimaların laboratuvar içine kurulması enfeksiyona sebep olabilir. Bu nedenle **laboratuvarlarda merkezi soğutma sistemlerinin kullanılması tercih** edilmelidir.

# Anjiyografi Cihazı Donanımı

## Anjiyografi Cihazın Diğer Ekipmanları

### Monitörler

Anjiyografi odasında, uzman ve radyoloji teknisyenlerinin çalışırken duruş pozisyonuna göre değişik sayıda monitörler bulunur. Monitörlerden, bilgisayara girilmiş hastaya ait bilgiler kontrol edilir. Monitörler, **kateter yerleştirilirken ve görüntü alınırken pozisyonları görmek için kullanılır**. Kateteri takip etmek ve durumunu görmek için uzman, radyoskopi yaparak monitörden görüntüleri izler. Çoğu cihazda, **monitörün birinden canlı görüntüler izlenirken diğerinden çekilmiş görüntüler tekrarlanır**.



# Anjiyografi Cihazı Donanımı

## Anjiyografi Cihazın Diğer Ekipmanları

### Güç Kaynakları

Tüm X ışını üreten cihazlarda olduğu gibi anjiyografi cihazlarında da **yüksek voltaj veren jeneratörlere** ihtiyaç duyulur. Anjiyografi laboratuvarlarında, **yapılan işlemler hayati önem taşıdığı için olası elektrik kesintilerine karşı ve cihazın bilgisayar sistemindeki bilgilerin korunmasını sağlayan yedek bir güç kaynağı** bulunması gerekir.



# Anjiyografi Cihazı Donanımı

## Anjiyografi Cihazın Diğer Ekipmanları

### Sigorta Panosu

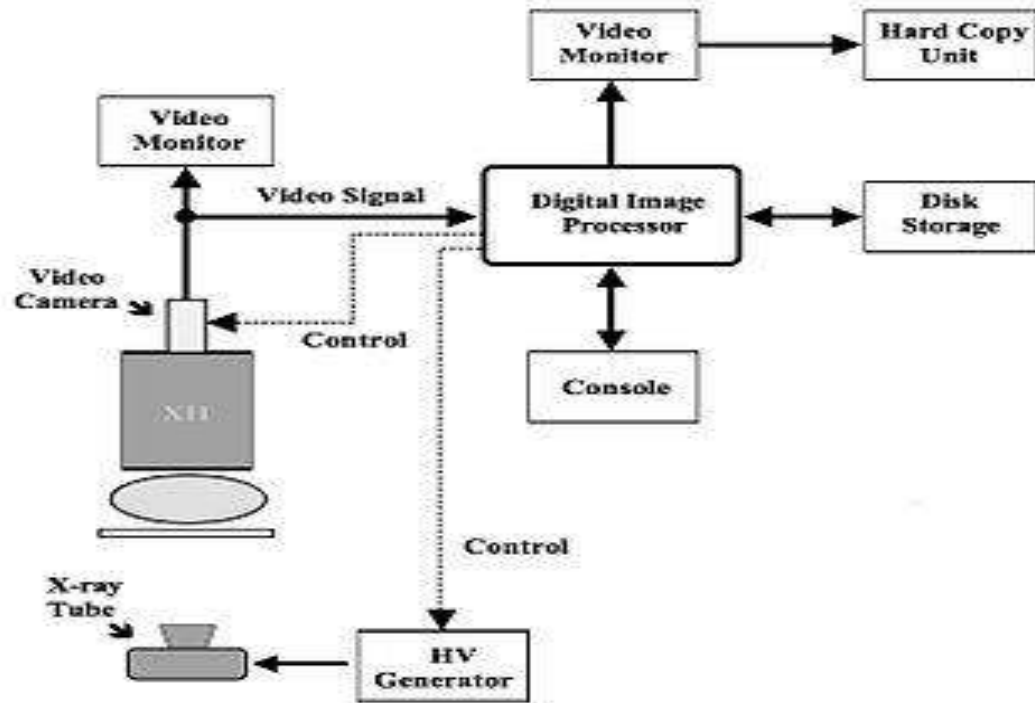
Sigorta, cihazları aşırı akımlardan koruyamaya yarayan sistemdir. Olası aşırı akım durumunda otomatik olarak cihaza gelen akımı keserek cihazların devrelerini korur. Anjiyografi cihazlarında da otomatik sigortalar bulunmaktadır.



# Anjiyografi Cihazı Çalışma Prensibi

Anjiyografi cihazlarında görüntü, X ışınları kullanılarak oluşturulur. X ışının oluşumu, röntgen cihazlarında olduğu gibidir. Cihazlar, teknolojik olarak daha gelişmiş, **C kollu röntgen** cihazlarıdır.

Anjiyografi cihazlarında hasta, **X ışını tüpü ile detektör arasında** konumlandırılır. X ışınları hastayı geçtikten sonra detektör tarafından **görüntü algılanır**.

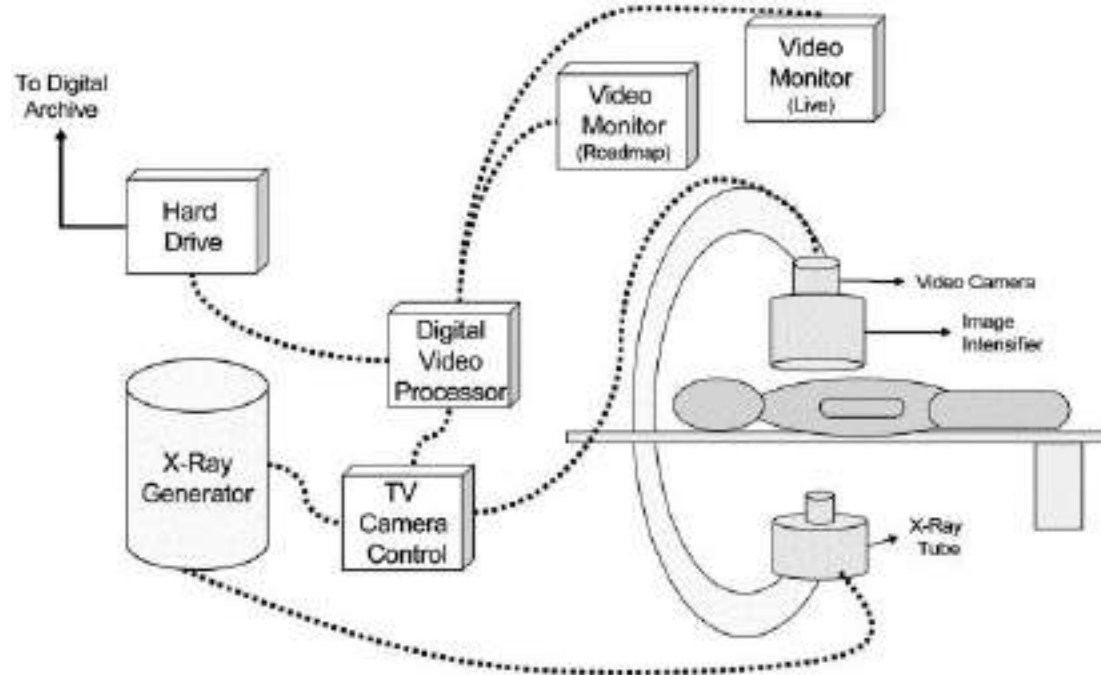




# Anjiyografi Cihazı Çalışma Prensipleri

Detektörün aldığı sinyaller, **önce görüntü dönüştürücüde görünür ışığa çevrilir, görünür ışığa çevrilen sinyaller analog-sayısal çevrimi sonrasında sayısal bir video sinyaline dönüştürülür.** Söz konusu sayısal video sinyali bilgisayarda saklanır ve görüntüye dönüştürülür.

Anjiyografi cihazlarının klasik röntgen (skopi) cihazlarından farkı video sinyali üretilebilmesi için **uzun süre şutlama ve x-ışını üretilen sistemlerdir.**



# Anjiyografide Kullanılan Malzemeler

Anjiyografide, girişim iğnesi, kılavuz tel, kateter, kalp pili, stent ve otomatik enjektörler kullanılır.

## Girişim İğnesi

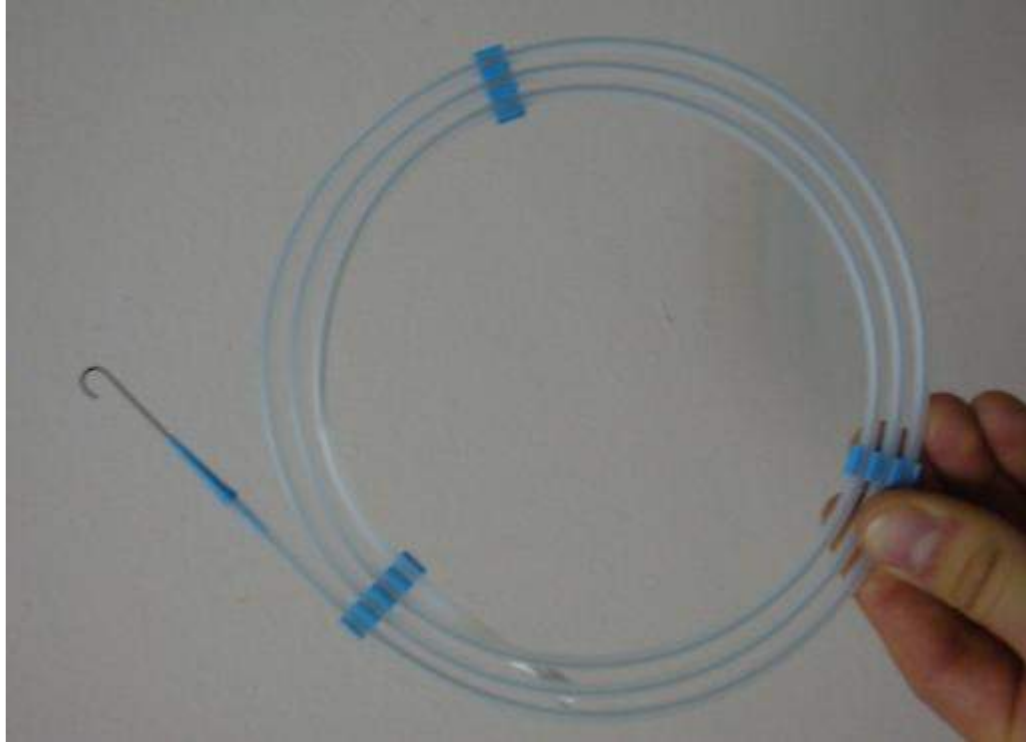
Girişim iğnesi, kılavuz tel ve kateterin görüntüleme yapılacak bölgeye gönderilmesinde kullanılan malzemedir. İki parçadan oluşan iğneler kullanılır. Bu iğneler ince duvarlı dış kanül ve kanülün içerisinde bulunan ince bir iğneden oluşur.



# Anjiyografide Kullanılan Malzemeler

## Kılavuz Tel

Adından da anlaşıldığı gibi, kateterin yerleştirilmesinde kılavuz olarak kullanılır. Telin ucu düz veya J şeklindedir. Kılavuz tel, paslanmaz çelikten yapılır. Sürtünmeyi azaltmak için dışları teflon ile kaplanmıştır. Uzunlukları, kullanılacak hastaya ve damarların uzunluğuna göre değişir.

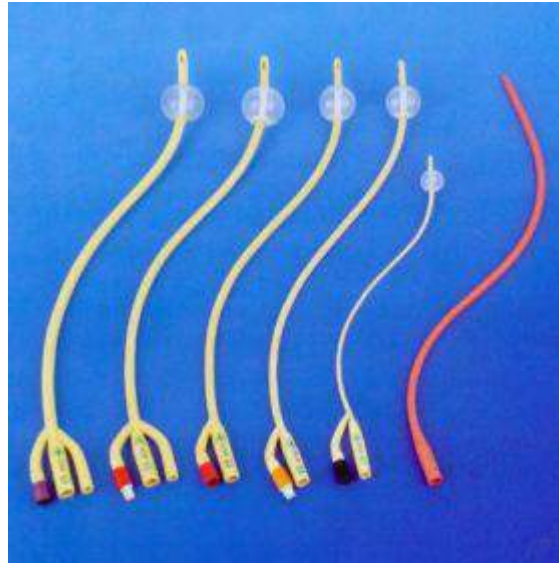


# Anjiyografide Kullanılan Malzemeler

## Kateter

Kateterin yapısı, vücutta herhangi bir boşluğa, damara veya kanala sokulabilen tüp şeklindedir. Kateter cerrahi aletlerle beraber drenaja, sıvıların zerk edilmesine veya dışarı çıkarılmasına yardımcı olur. Genellikle plastik ve teflon karışımından yapılır. Yapımında baryum, bizmut veya kurşun gibi maddeler kullanılarak radyoopak hale getirilir.

Kateter, **anjiyografide istenilen damara kontrast madde vermek için kullanılır.**

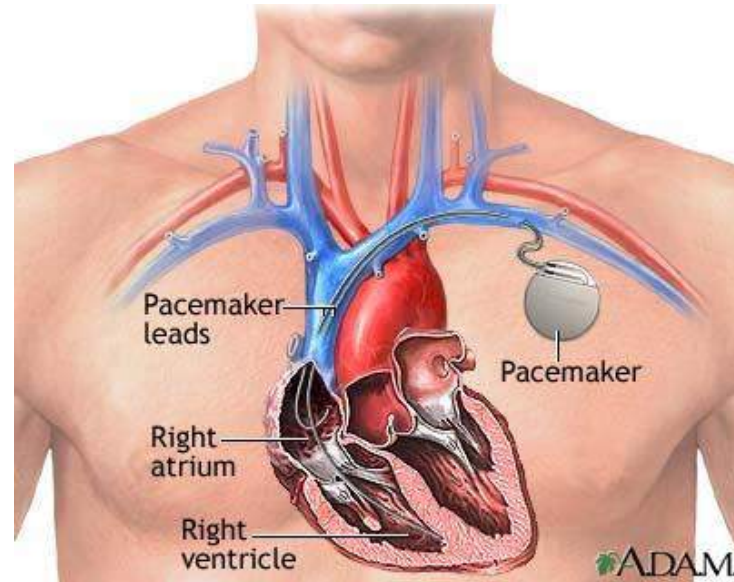


# Anjiyografide Kullanılan Malzemeler

## Kalp Pili

Kalbin düzenli çalışmasını, kalbin doğal pili sayılan “**sino-atrial düğüm**” adlı odak gerçekleştirir. Bu odaktan çıkan elektriksel uyarılar, özel dokulardan geçerek bütün kalbe yayılır. Kalbin çalışmasını düzenleyen sistem bazen bozulur. Kalp krizi de pil (pacemaker) takılmasını gerektirebilir.

Kalp, genellikle zamanlama yeteneğini yeniden kazanabildiğinden, piller çoğunlukla geçicidir. Koşullar normale döndüğü zaman pil, çıkarılır.



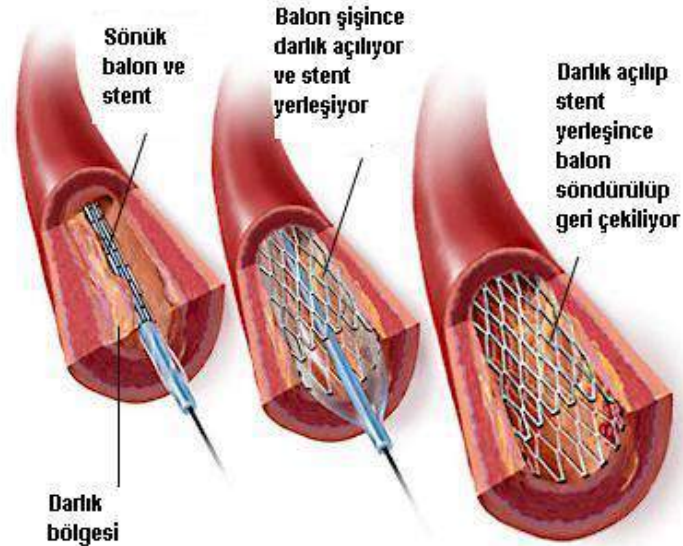


# Anjiyografide Kullanılan Malzemeler

## Stent

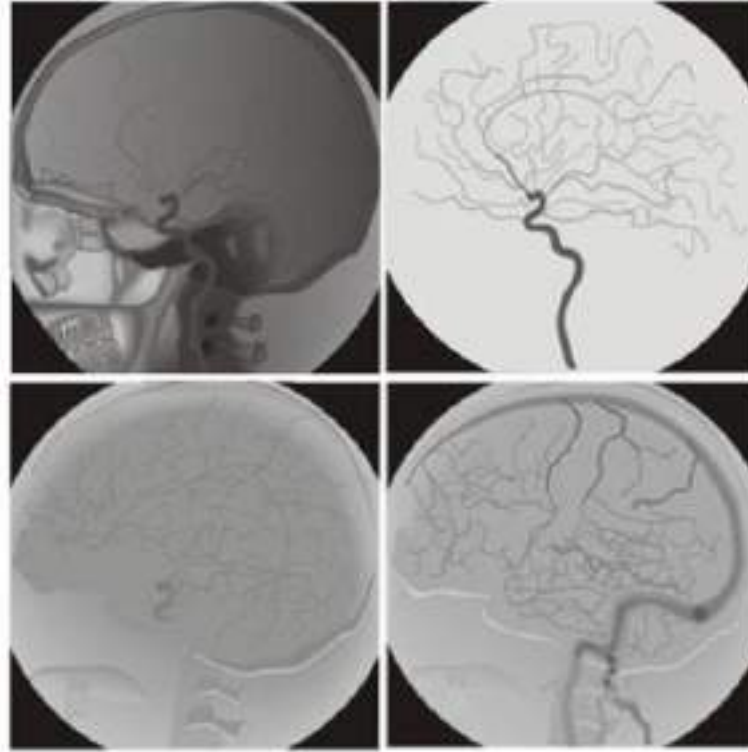
Stent, tıpta bir hastalığa bağlı lokalize akış daralmasını önlemek için takılan, yapay bir "tüp"tür. Stentler, **çelik kafesten yapılmış ağ şeklindedir**. Anjiyografide, **stent damarlardaki daralmış bölgenin mekanik olarak genişletilmesi işleminde** kullanılır.

Stent kullanılmadan sadece **balon anjioplastisi ile damarlardaki daralmalar genişletildiğinde, tekrar daralmalar meydana gelebilir**. Bu açıklığın sürekli olması için genişletilen bölgeye, stent yerleştirilir.



# Sayısal Çıkartmalı Anjiyografi

DSA (digital Substruction Angiography) yöntemin temeli, “fotoğrafik film çıkarma” işlemine dayanır. Elde edilen **kontrastlı negatif görüntüden kontrastsız pozitifin** üst üste çakıştırılarak fotoğrafik olarak çıkarılması şeklindedir.



Sayısal Çıkartmalı Beyin Anjiyografisi



# Sayısal ıkartmalı Anjiyografi

Sayısal ıkartma üç şekilde yapılabilmektedir:

- **Temporal subtraksiyon** (Zamansal ıkartma)
- **Enerji subtraksiyonu** (Enerjisel ıkartma)
- **Hibrid subtraksiyon** (Melez ıkartma)

# Sayısal Çıkartmalı Anjiyografi

## Temporal subtraksiyon (Zamansal çıkartma)

Bu yöntem, rutinde kullanılan yöntemdir. Bu yöntemde, damarsal yapı içinde **incelenecek bölgenin, önce kontrastsız bir görüntüsü** alınır. Bu görüntüye **mask** denilir.

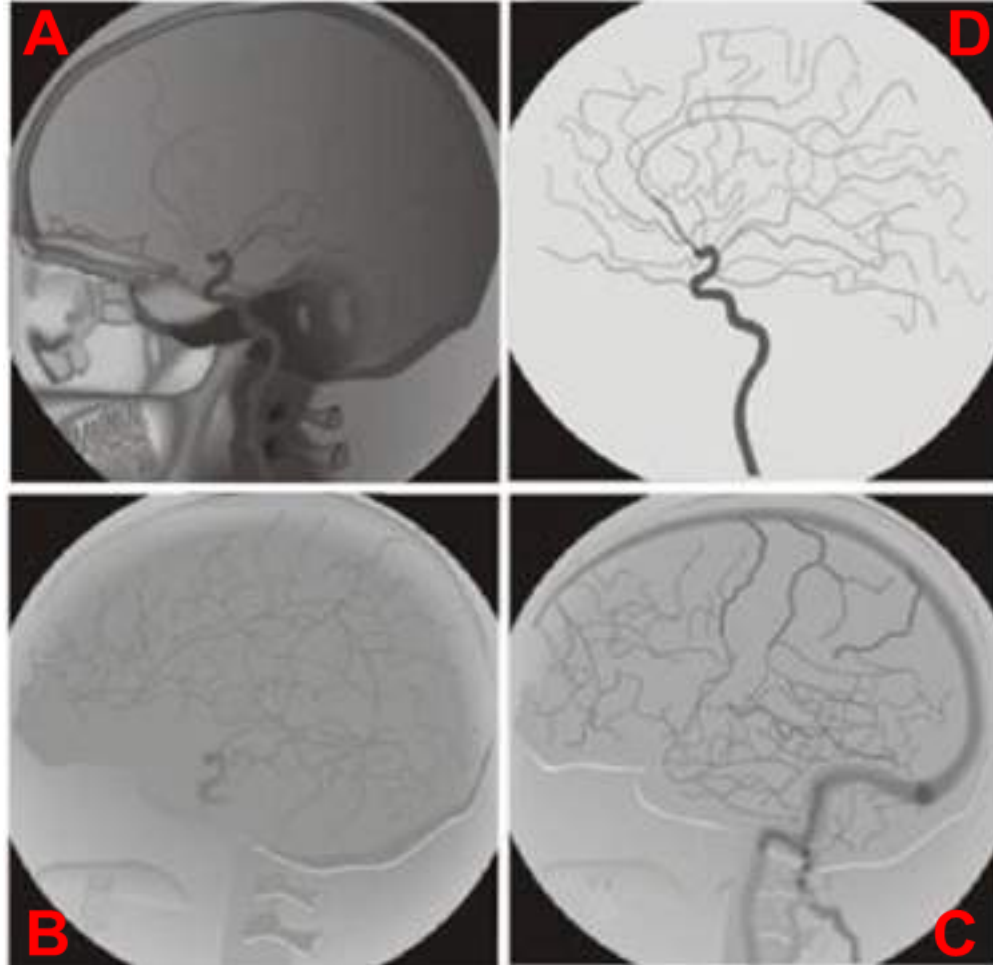
Daha sonra cihaz ve hastada **hiçbir pozisyon değişikliği yapmaksızın kontrast madde verilerek sonraki görüntüler elde** edilir. Sonradan **elde edilen kontrast ile mask**, bilgisayar aracılığıyla piksel piksel üst üste çakıştırılarak kontrastlı görüntüden mask çıkarılır.

Sonuçta **her iki görüntü arasındaki fark**, sadece **damar içindeki kontrasttır**. Diğer dokulara karşılık gelen piksellerin değerinde, kontrast öncesi ve sonrası farklılık olmadığından çıkarma işleminin sonucu sıfır olacak ve bu kesimler son görüntüde görülmeyecektir.

# Sayısal Çıkartmalı Anjiyografi

## Temporal subtraksiyon (Zamansal çıkartma)

- A.** Kontrastsız görüntü,
- B.** Kontrastlı görüntü,
- C.** Üst üste çakıştırılan görüntü
- D.** Çıkartılan görüntü,



# Sayısal Çıkartmalı Anjiyografi

## Temporal subtraksiyon (Zamansal çıkartma)

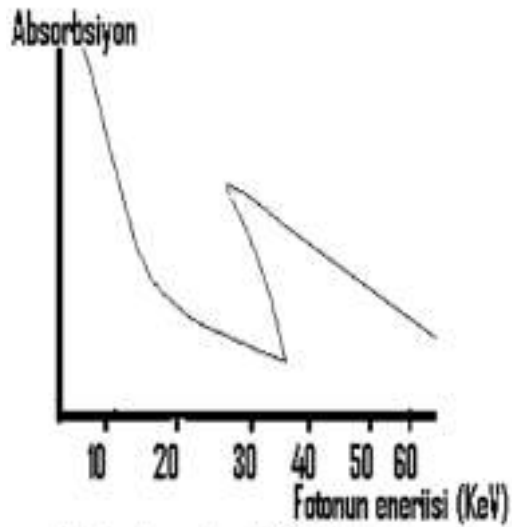
Bu yöntemde x-ışını devamlı olarak verildiğinde **saniyede 50 görüntü** oluşturur. Aralıklı olarak verildiğinde ise saniyede **25-30 kadar görüntü** oluşturabilmektedir. Genellikle x-ışını aralıklı olarak kullanılmaktadır. Oluşturulan bilgi hemen sayısal hale çevrilerek hafızaya alınır.

Günümüzde DSA sisteminde **1-10 görüntü/sn.lik** pulslar kullanılmaktadır. Jeneratörlerin hızlı on-off olması ile x-ışını, aralıklı olarak verilmekte böylece operatör ve hasta dozu da azaltılabilmektedir. X-ışını tüpü gereken miktarda mAs ve kVp verilebilmesi için hazırlık zamanı ve x-ışını kesmesi için gereken zaman toplamı trifaze jeneratörlerde **5 ms'dir.**

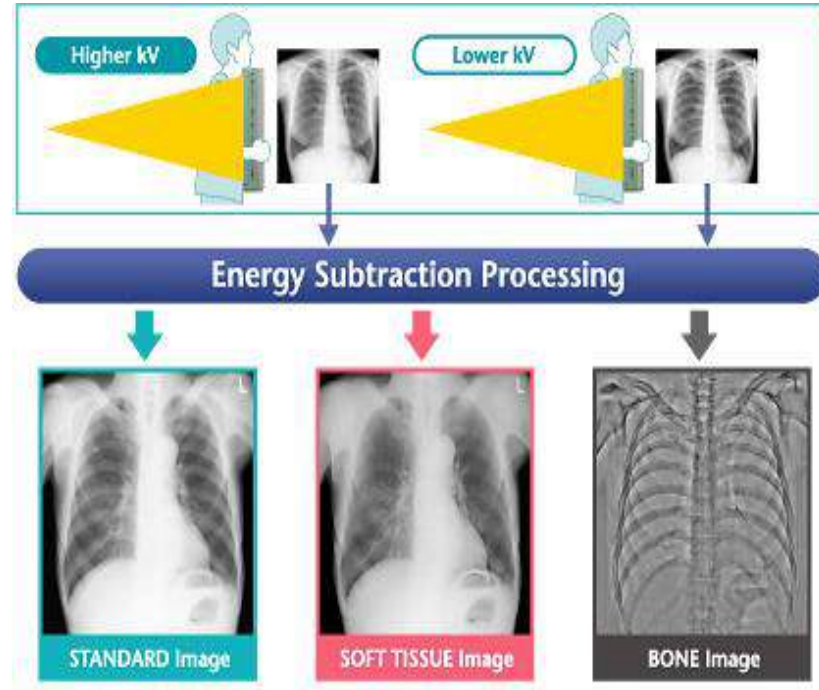
# Sayısal Çıkartmalı Anjiyografi

## Enerji Subtraksiyonu (Enerjisel çıkartma)

Kontrast maddelerin **absorbsiyon spektrumundaki K basamağı** göz önüne alınarak geliştirilmiş bir tekniktir. Burada **çift enerji seviyesi** kullanılır. Aynı anda **iki farklı kVp** değerinde x-ışını verilerek iki görüntü oluşturulur. Verilen iki enerjiden, biri kontrast maddenin (iyot) absorpsiyon spektrumunda **33,2 KeV seviyesinde oluşan K-basamağının biraz altında, diğeri ise biraz üzerindedir.**



Iyotun absorpsiyon spektrumundaki 33,2 KeV seviyesinde oluşan K-basamağının görünümlü



# Sayısal ıkartmalı Anjiyografi

## Hibrid subtraksiyon (Melez ıkartma)

Zamansal ıkartma ve enerjisel çıkartma yöntemleri birlikte kullanılarak yapılan kombine çıkartma yöntemidir.

# Kullanılan Kontrast Maddenin İnsan Vücuduna Etkileri

Kontrast madde **x ışını emme özelliğine sahip iyotlu bir asidik tuzdur**. İnsan vücudunda bu madde **alerjiye neden olabilir**.

Bu yüzden şeker hastalığı, böbrek hastalığı, bronşial astım ve daha önceye ait kontrast alerjisi olan hastalarda dikkatli olunmalı ve alerji testleri uygulanmalıdır.



# Anjiyografinin Riskleri

Anjiyografi işlemleri oldukça güvenilirdir. Ancak her türlü tıbbi işlemde olduğu gibi bazı ufak riskleri vardır.

Diğer bir risk olarak da atardamara yerleştirilen kateterin **damara zarar vermesiyle** ortaya çıkabilir. Zarar vermese de bu damarda küçük şişlik ya da morluk oluşturabilir. Fakat bunlarda birkaç gün içinde iyileşir. Kateter çıkarılırken de kanama olabilir. Bu da kanamanın üzerine baskı uygulandıktan sonra bandajla sarılarak giderilir.

**Anjiyografi cihazları normal röntgen cihazlarından kat kat fazla radyasyon ürettiğinden operasyonu yapan hekim ve diğer teknik personel mutlaka radyasyondan korunma önlemlerini almalıdır.**

# **Tıbbi Görüntüleme Sistemlerinin Temelleri**

## **PACS**

**Tıbbi Görüntü Arşivleme ve İletişim Sistemi  
(Picture Archiving & Communication System)**

**Elekt.Yük.Müh.Doğan D.DEMİRGÜNEŞ**

**E-posta: [ddemirgunes@gmail.com](mailto:ddemirgunes@gmail.com)**

**Tel:312-304 25 11**

# Sunum Planı

## Tarihçe

## Hastanelerde Haberleşme İhtiyacı

## PACS Nedir? Neden ihtiyaç duyulmuştur?

## PACS Sisteminin Bileşenleri

- Görüntüleme Cihazları (Acquisition Devices)
- Görüntü Arşivi (Image Archiving)
- İş İstasyonları (Workstation)
- İletişim Ağı (Network)
- Yazılım (Software)
- Veritabanı ve Veritabanı Yönetim Sistemleri (Database)

## PACS Donanımı

- PACS Sunumcusu
- İş İstasyonları
- Tıbbi Monitörler
- CD-DVD Modülü
- CR Sistemleri (Analog Röntgen Cihazları İçin)
- Dicom Dönüştürücüler

## PACS Sisteminin İşleyişi, PACS Avantaj ve Dezavantajları

## DICOM Dosya Formatı

## Görüntülerin Sıkıştırılması

- Kayıpsız Görüntü Sıkıştırma – Huffman Kodlama
- Kayıplı Görüntü Sıkıştırma – JPEG Standartları

# Tarihçe

**1980'li yıllar** → Bilgisayar teknolojisinin gelişmesi

(analog film ve kağıt ortamındaki **tıbbi görüntülerin bilgisayar ortamında aktarılması, depolanması, gerektiğinde bilgisayar monitörlerinden izlenmesi**)

Bu yıllarda "**Kuzey Amerika Radyolojistler Birliği (RSNA)**" ve tıbbi cihaz üreten firmalar bir araya gelerek **DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine)** standardını oluşturdular.

**1999** → **DICOM 3.0** standardı ortaya kondu.

**2010 sonrası** → **İnternet, bulut depolama, HBS, PACS**

Özetle PACS çeşitli branşlardaki tıbbi görüntülerin, tıpta kabul edilmiş **uluslararası standart** olan "**DICOM**" formatında sayısal olarak bilgisayar ortamında **arşivlenmesi ve iletilmesi** işlemidir.

# Kısaltmalar

- **PACS** (**P**icture **A**rchiving and **C**ommunication **S**ystem-Görüntü Arşivleme ve Dağıtım Sistemi),
- **HIS** (**H**ospital **I**nformation **S**ystems-Hastane Bilgi Sistemleri),
- **RIS** (**R**adyology **I**nformation **S**ystems-Radyoloji Bilgi Sistemleri),
- **LIS** (**L**aboratory **I**nformation **S**ystems-Laboratuar Bilgi Sistemleri) entegre çalışarak, kağıtsız ve filmsiz bir hastane oluştururlar.
- Böyle bir sistem kurmak için gerekli standartlardan en önemli ikisi **DICOM** (**D**igital **I**maging and **C**ommunication in **M**edicine) ve **HL-7**'dir. (Health Level-Seven)

# Hastanelerde Haberleşme İhtiyacı

- Hastaneye gelen hastanın kaydedilmesi, sonrasında muayenesinin yapılarak, gerekli tahlil ve görüntüleme tetkiklerinin istenmesi,
- Radyologların görüntüleri incelemesi ve raporlaması,
- Hastayı muayene eden hekimin radyolog ile iletişimi gerekebilir,
- Hekimin hastanın tedavisini düzenlemesi ve gerekli ilaçları reçete etmesi,
- Hastaya ait verilerin elektronik ortamda iletilmesi ve saklanması günümüzde elektronik ortamda sayısal olarak gerçekleştirilmektedir.

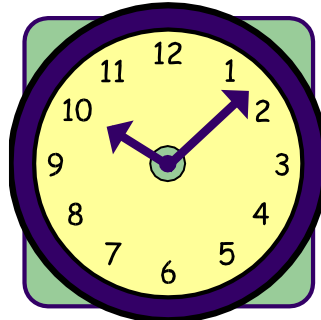
# PACS Nedir?

- **Picture** Tanı koyma, raporlama, konsültasyon ve benzeri nedenlerle çeşitli tıbbi modalitelerin ürettiği her çeşit tıbbi görüntülerdir.
- **Archiving** Üretilen tüm tıbbi görüntülere hızlı bir şekilde ulaşım sağlayan manyetik/optik medya veya disklerden oluşan depolama cihazlarıdır.
- **Communications** Yerel veya geniş alan ağı veya halka açık haberleşme servisleri kullanılarak bir çok farklı bileşenin gönderilebilmesine imkan sağlayan haberleşme sistemidir.
- **Systems** Tıbbi görüntülerin arşivlenmesi ve haberleşmeyi sağlayan yazılımdır.

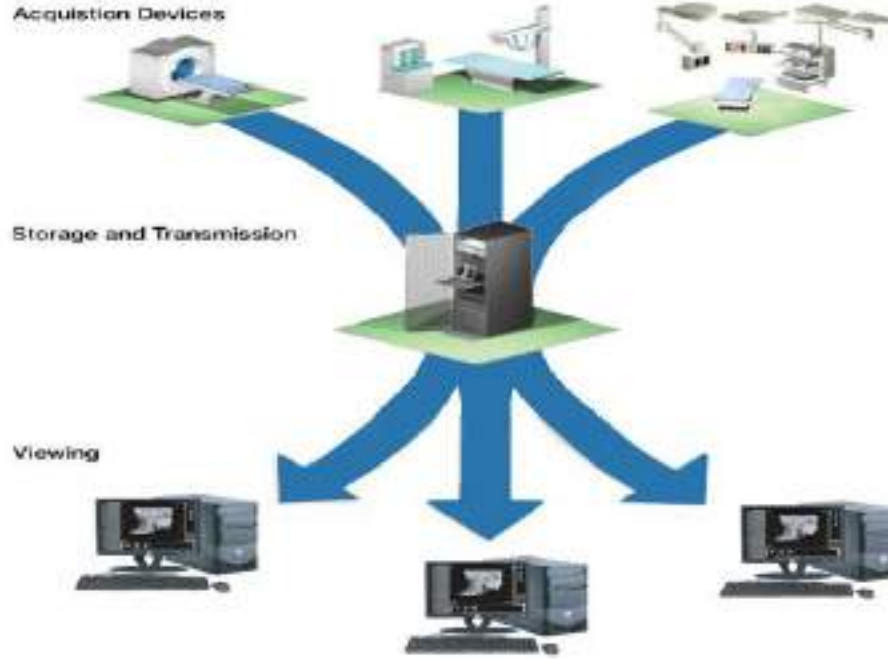


# PACS'a Neden İhtiyaç Duyulmuştur?

- Tıbbi görüntülerin **boyutları ortalama 1 – 700 MB** arasında değişebilir. Bu boyutlara bağlı olarak **yüksek depolama alanına** ihtiyaç vardır. Aynı zamanda **verilerin değişmezliği** sağlanmalıdır.
- Bu tip sorunlardan dolayı **tıbbi görüntülerin arşivlenmesi diğer verilerin arşivlenmesinden** farklı bir yöntemle yapılmalıdır.
- PACS sistemleri, **yüksek kayıt kapasitesi** isteyen tıbbi görüntülerin saklanması ile ilgili olan sorunu aşmak için ortaya atılmıştır.
- Artırılabilir kayıt kapasitesi sunan PACS sistemleri aynı zamanda iyi bir **görüntü arşiv** sistemidir.



# PACS Bileşenleri



- Görüntüleme Cihazları (Acquisition Devices)
- Görüntü Arşivi (Image Archiving)
- İş İstasyonları (Workstation)
- İletişim Ağı (Network)
- Yazılım (Software)
- Veritabanı ve Veritabanı Yönetim Sistemleri (Database)

# Görüntüleme Cihazları (Modalite)

Bilgisayarlı tomografi (CT), manyetik rezonans görüntüleme (MRI), ultrasonografi, PET, SPECT, dijital röntgen vb görüntüleme cihazlarıdır.

Sayısal görüntü üretmeyen konvansiyonel cihazların ürettiği görüntüler sayısal hale getirilmektedir.



# Görüntünün Elde Edilmesi (Image Acquisition)

- Modalitelerden **tıbbi görüntülerin alınması**,
- PACS sistemine **uygun formata (DICOM)** dönüştürülmesi,
- Arka plan düzenlenmesi, boyutlandırma gibi **ön görüntü işleme uygulamalarının** yapılması işlemleridir.

İki şekilde gerçekleştirilir:

- CT (Bilgisayarlı Tomografi), MRI (Manyetik Rezonans Görüntüleme) gibi cihazlar **sayısal görüntü** oluştururlar ve bu görüntüler **PACS'a DICOM formatında entegre** edilirler.
- **Analog görüntü oluşturan cihazlar için analog-digital dönüşüm işlemi** uygulanır ve elde edilen dijital görüntüler DICOM formatında PACS'da depolanabilirler.

# Görüntü Arşivi

- Radyolojik görüntülerin sayısal biçimde saklanması, büyük bir depolama kapasitesi gerektirir.
- PACS için **short term** (kısa süreli) ve **long term** (uzun süreli) arşiv sistemi olmalıdır.
- Kısa süreli arşiv sistemi görüntülere daha hızlı erişim sağlamak için gereklidir ve genellikle **RAID (redundant array of inexpensive disks)** kullanılır.
- Uzun süreli arşiv sistemi ise **optik ve manyetik disklerden** oluşur ve hızlı erişim için uygun değildir.



Yüksek hızlı fiberoptik switch ve 35 TeraBaytlık Bir PACS Sunumcusu

# İş İstasyonları (Work Station)



- İş İstasyonları (Work Station), PACS yazılım modülünün kurulduğu, **hızlı grafik işlemciler**e sahip özel donanımlardır.
- Yüksek çözünürlük ve boyuttaki görüntülerin hızlı bir şekilde işlenebilmesi için ihtiyaç duyulur.
- **Work Station Modülü**, arşivdeki görüntüler üzerinde radyologlar tarafından yüksek çözünürlüklü monitörlerle **yorum yapılmasını ve görüntü üzerinde gerekli işlemlerin yapılmasını** sağlar.

# İş İstasyonları (Work Station)

- PACS için görüntü ve işlem kalitesi açısından **iki çeşit iş istasyonu kullanılır.** Bunlar **tanı ve izleme** iş istasyonlarıdır.
- Tanı için kullanılan iş istasyonları yüksek **çözünürlüklü ve özel monitörlere sahiptir.**
- Görüntü izleme için ise genelde **kişisel bilgisayarlar** kullanılır.





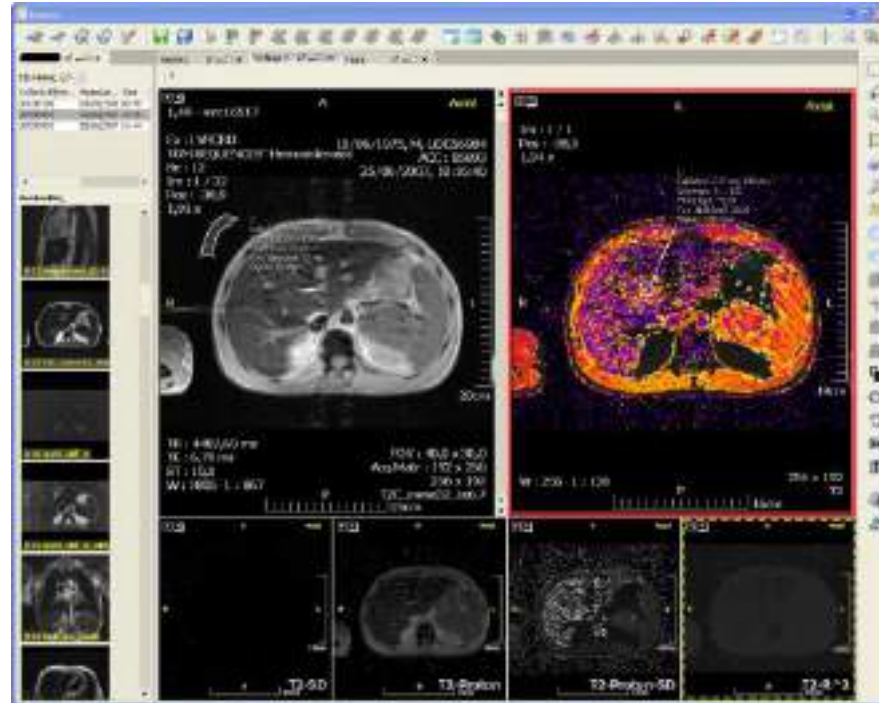
# İletişim Ağı

- İletişim ağları modaliteler, arşiv, iş istasyonları , HIS/RIS gibi diğer hastane bilgi sistemleri arasındaki **veri iletişimini** sağlar.
- Genellikle fiber optik kablo altyapısı ve **ATM (Asynchronized Transfer Mode)**, fast veya switched ethernet ağ teknolojileri kullanılır.



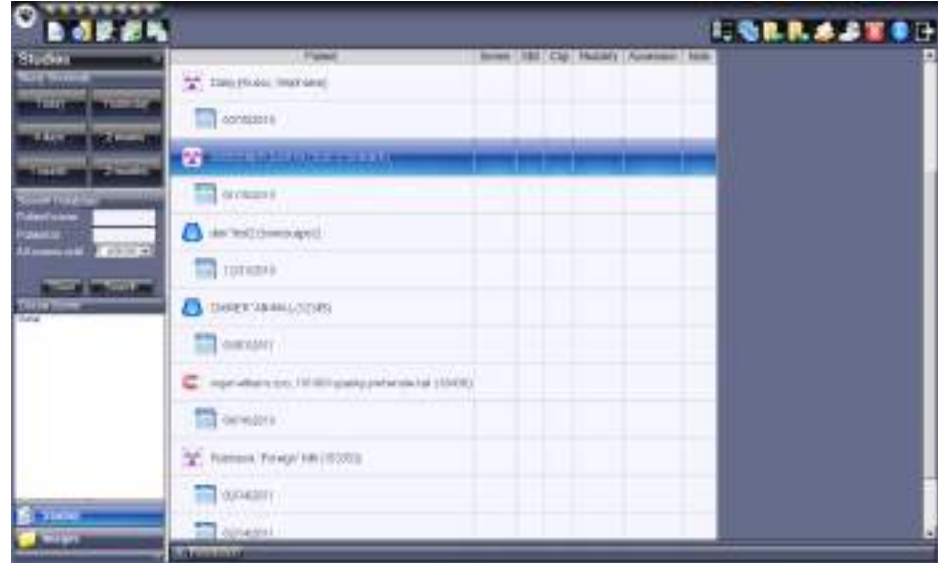
# Yazılım

- Temel **PACS yazılımı**, görüntüleri **ön yükleme** veya yeni tetkiklerle eski tetkik görüntülerini **ilişkilendirme işlemi**, **iş listesi** ve kolay erişim için **klasörleri alt gruplara ayırma** işlemlerini gerçekleştirir.
- İş istasyonlarından izlenen görüntülerin klinik bilgilere dayanan mantıksal sıra ve formatını oluşturan görüntüleme (viewer) yazılımı da PACS yazılımları arasındadır.



# Veritabanı ve Veritabanı Yönetim Sistemleri

- PACS için, fiziksel depolama sistemleri dışında, görüntülere erişim olanakları sağlayan **veritabanı sistemleri** kullanılmaktadır.
- Görüntü gibi sayısal verilerin saklanabilmesi ve erişilebilmesi için **özel veritabanları** kullanılması gerekir. Bir PACS'da birden fazla kullanıcının olması, sistemin gereksinimlerini daha da artırabilir. Veritabanı sunucusuna erişim için, yüksek hızlı ağ ortamının kurulması gerekmektedir.



# PACS Donanımı

- Sunucular (PACS, Veritabanı ve Dosya Sunucuları)
- İş İstasyonları ve istemci bilgisayarlar.
- Tıbbi Monitörler
- CD-DVD Modülü
- CR Sistemleri (Analog Röntgen Cihazları İçin)
- Dicom Dönüştürücüler

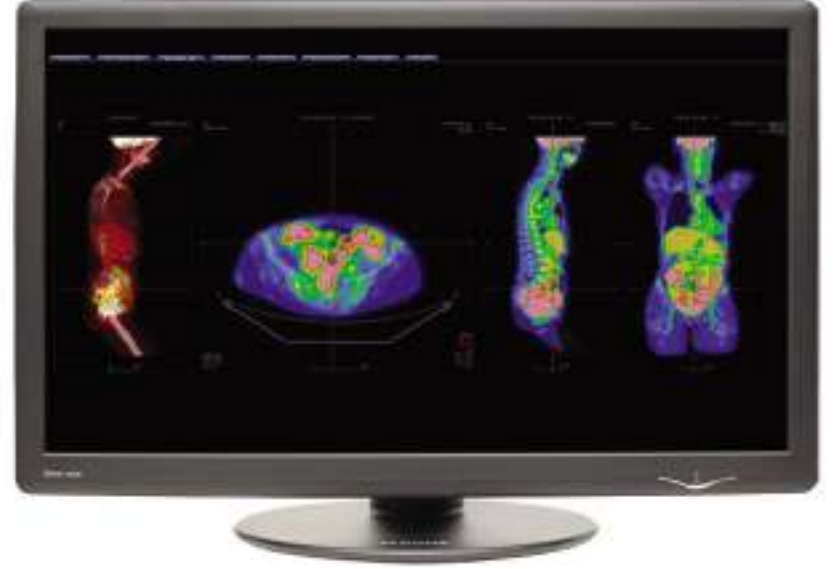
# PACS Sunumcusu

- Tıbbi görüntü üreten cihazlardan **görüntülerin alınması**, gerekli **dönüşümlerin yapılması**, DICOM veriden **hastaya ait veri yapılarının ayrıştırılması**, verilerin **sıkıştırılması** ve elde edilen görüntülerin **veritabanı sunucusuna ve dosya sunucusuna aktarılması** işlemlerini gerçekleştirir.
- **Ram ve işlemci hızı** açısından gelişmiş olması tercih edilir.
- Performans açısından en az 2 (iki) adet **Raid Harddisk**; işletim sisteminin ve PACS yazılımlarının yüklenebilmesi için yeterlidir.



# Tıbbi Monitörler

- Work Station ile birlikte kullanılır.
- Yüksek çözünürlükte görüntülerin daha net görüntülenebilmesi için tasarlanmıştır.
- Tanı ve teşhislerin daha sağlıklı yapılabilmesi için ihtiyaç duyulur.



# CD-DVD Robot veya Modülü

- CD-DVD Robotu veya Modülü yazılım modülü ile birlikte kullanılan bir donanımdır. Yedekleme ünitesi olarak kullanılabilir.
- **Hastaya verilecek CD'nin hazırlanması** için ihtiyaç duyulur.
- CD yazdırmak 5-20 dakika arasında bir zaman almaktadır. CD Robot CD yazarken hiçbir müdahaleye gerek kalmadan tüm işlemleri otomatik olarak yapar ve zaman kazandırır. **Aynı anda 10 hastanın CD'sini yazdırmak mümkündür.**
- CD Robotu network üzerinden birden çok cihazla kullanabilirsiniz.
- CD Robot otomatik olarak etiketleme yapmaktadır, el ile yapılan etiketlemede yanlış yada eksik yazım olabilir ancak CD Robot HBS veya cihazdan gelen bilgilerle etiketleme yapar.





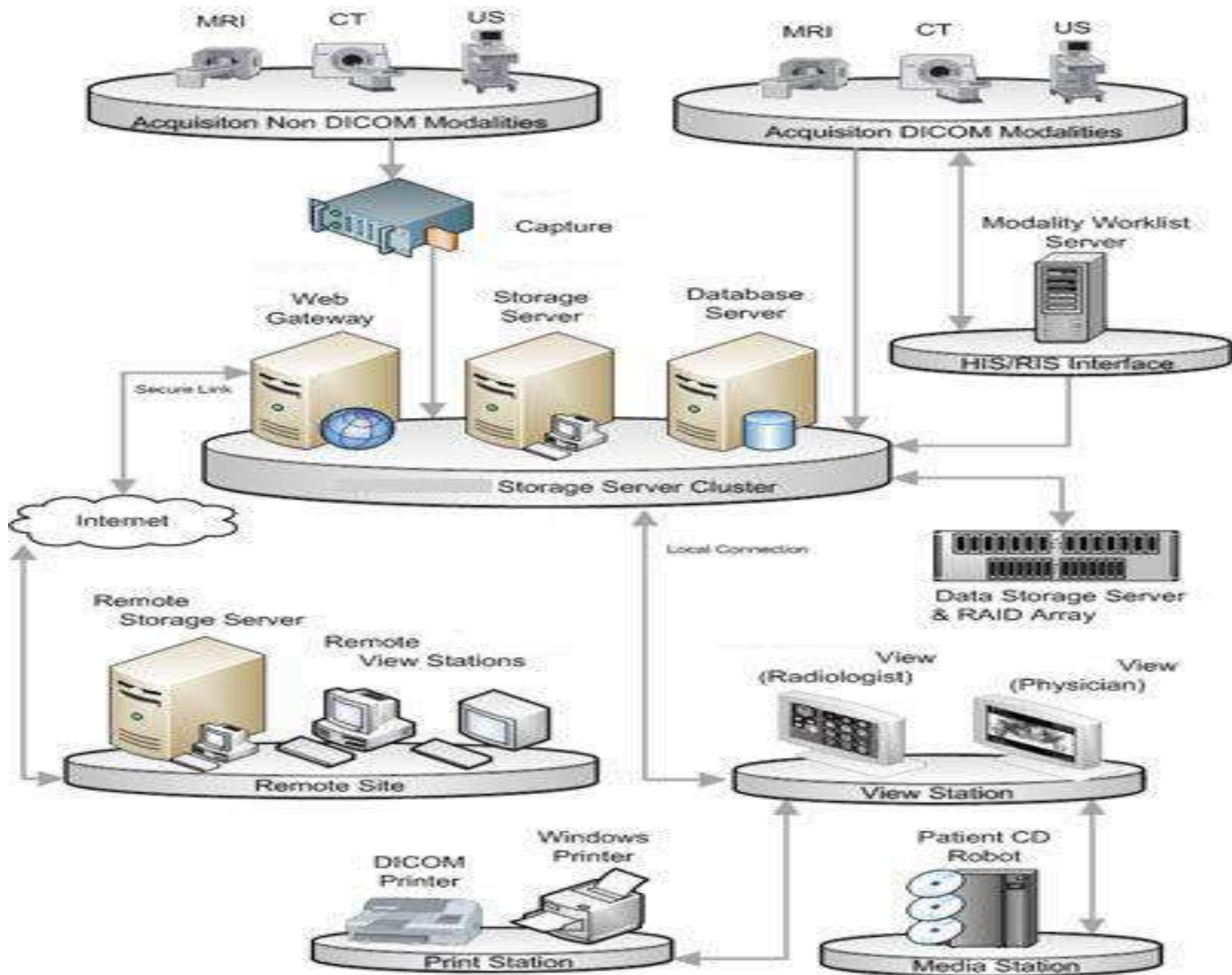
# DICOM Dönüştürücüler

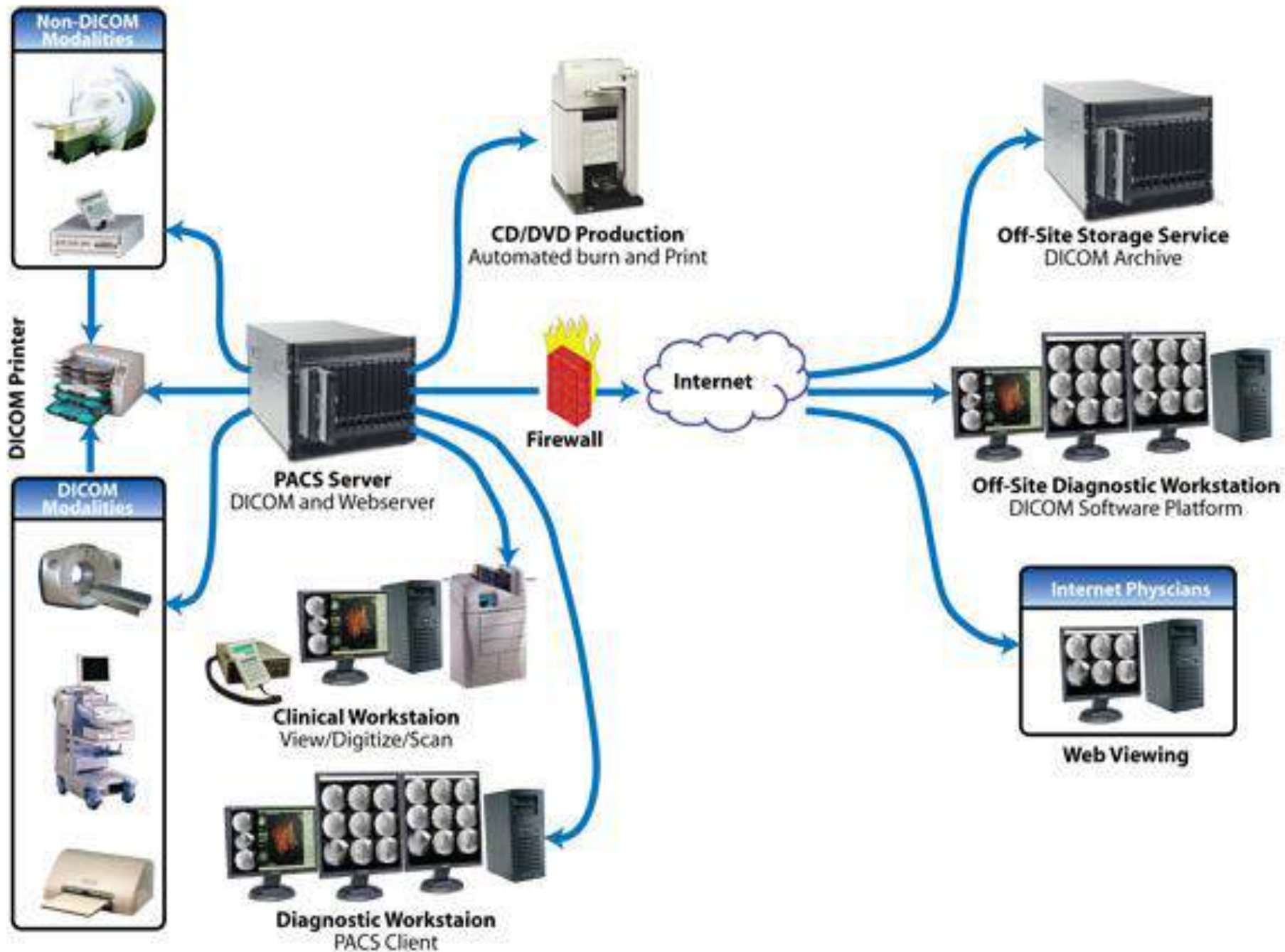
- DICOM özelliği bulunmayan analog tıbbi görüntüleme cihazlardan alınan görüntüleri **DICOM formatına** dönüştüren tarayıcı (scanner) yapıdaki donanımlardır.
- Bu sistemlere DICOM özelliği olmayan cihazlardan alınan görüntülerin PACS sistemine aktarılabilmesi için ihtiyaç duyulmaktadır.



# PACS Sisteminin İşleyişi

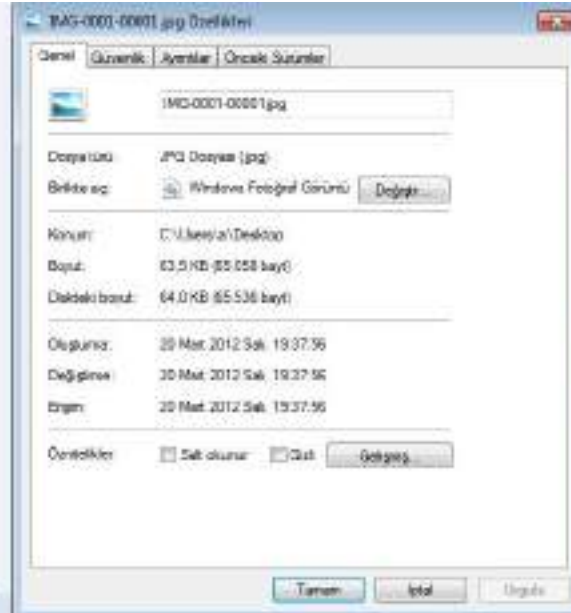
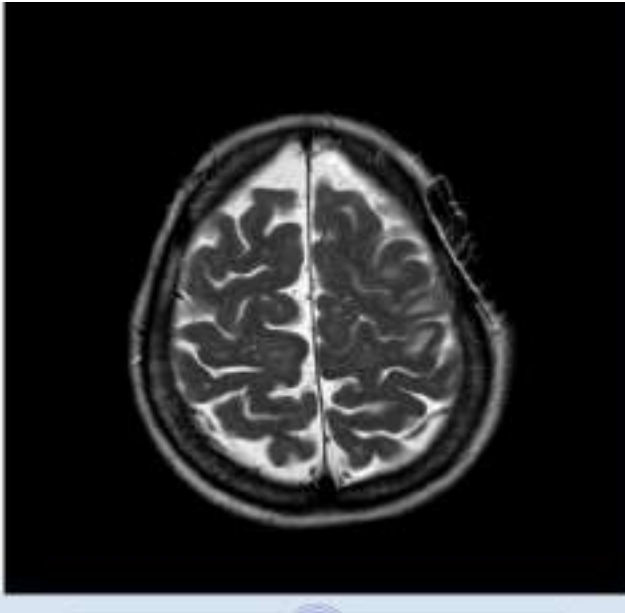
- Modalitelerden elde edilen görüntüler, DICOM formatına dönüştürerek yerel ağ aracılığı ile **PACS Sunucusuna** iletilir.
- PACS Sunucu gelen bu görüntüleri alarak gerekli ayrıştırmaları yapar ve görüntülerin kalıcı olarak saklanacağı **Veritabanı Sunucusu (DB Server)** ve **Dosya Sunucusuna (File Server)** iletir.
- Bu işlem tamamlandıktan sonra radyoloji birimlerinde ve doktorların kendi bilgisayarlarında bulunan **İstemci (Client)** ara yüzleri kullanılarak görüntülere ulaşılabilir, üzerinde görüntü işleme işlemleri yapılabilir, teşhis ve tedavi için notlar eklenebilir ve görüntülerin raporları alınabilir.
- **WEB İstemci** ara yüzü kullanılarak, yer ve zamandan bağımsız olarak görüntülere Internet ağı üzerinden ulaşılabilir. Yurt içi ve yurtdışındaki hastanelerden hastanın radyolojik görüntülerine ulaşarak başka uzman hekimlerden de konsültasyon istenilebilir.





# Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)

- Tıbbi görüntüler için geliştirilmiş farklı işlev ve farklı yerlerdeki hastanelerin ve doktorların ortak bir dilde paylaşım yapabilecekleri **standart dosya formatıdır.**
- Fakat **bilinen dosya formatları ile bire bir benzerlik taşımaz.** Örneğin **JPEG resim formatı**; JPEG dosyasında sadece resim bilgisi ve birkaç tanımlayıcı bilgi bulunmaktadır.

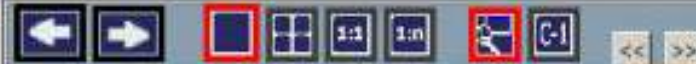


JPEG görüntü formatı ve bilgiler

# Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)

- DICOM dosyaları bu kadar **yalın** değildir. DICOM dosya biçimi tıbbi görüntüleri, **hasta bilgileri**, **hastane bilgileri** ile ilgili daha fazla detay saklayabilen bir formattır.
- DICOM dosya yapısı bir **veritabanını** andırmaktadır. Veritabanlarında olduğu gibi dosya içerisine **hem metin veri yazılabilmekte** hem de **sayısal görüntü** verisi eklenebilmektedir.
- «**Dicom Viewer**» adı verilen ve internetten ücretsiz indirilebilen programlarla Dicom formatındaki görüntüler incelenebilir.





Protokol Adı : BEYİN RUTİN Görüntü No : 10 / 12

#### HASTA BİLGİLERİ

Adı : MUSTAFA YILMAZ  
Doğum Tarihi : 01.01.1938  
Dosya No : 3244258  
Cinsiyet : E

#### TETKİK

Tanım : Head/BEYİN RUTİN (Adu)   
Tetkik Tarihi : 30.10.2006 04:36:17  
Modalite : CT  
Seri Adedi : 3

#### BEYİN BT

Klinik bilgi: Subdural hematom, kontrol.

Teknik: İVKM verilmeden 5 ve 10 mm kalınlığında kesitler.

Bulgular: Serebellar atrofi vardır. 3. ventrikül ve sağ lateral ventrikülden yüksek basınç bulgusu içermeyen ventriküler dilatasyon vardır. Sol konveksitede içinde hava bulunan 10 mm kalınlıkta kronik subdural koleksiyon mevcut olup sol serebral hemisfere ve ventriküllere minimal bası yapmaktadır.

Hastanın 29.10.2006 tarihli tetkiki ile karşılaştırıldığında subdural koleksiyonda artış gözlenmemiştir. Subdural aralıktaki kateterin çekildiği görülmektedir.

Sonuç: Opere sol parietel subdural hematom.

Dr. Fuat Özkan  
Prof. Dr. Aygenur Cila

Hacettepe Üniversitesi Hastaneleri Radyoloji Anabilim Dalı'nın radyolojik inceleme raporudur.

#### Rapor ONAYLANDI



# Radyolojik Görüntülerin Sıkıştırılması

PACS sistemlerindeki ,

- Radyolojik DICOM görüntüleri **100 MB ~ 500 MB** boyutlarında olduğundan görüntünün **sıkıştırılıp boyutların küçültülmesiyle arşivleme maliyeti düşürülebilir.**

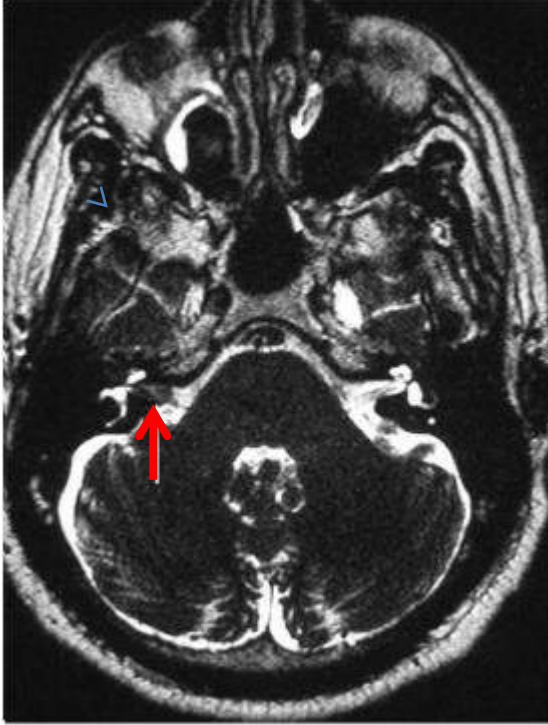
- Bu yüksek çözünürlüklü görüntülerin DICOM Görüntüleyicilere transfer edilmeleri de oldukça uzun zaman almaktadır.

- **Örneğin** taranmış bir mamografi filmine ait **50 MB'lık bir görüntü** dosyasının **1 Mbit/s** transfer hızı ile taşınması için **yaklaşık 7 dakika** gerekmektedir. Bu açıdan da görüntünün sıkıştırılıp bu uzun süren transfer süreleri azaltılabilir.

# Radyolojik Görüntülerin Sıkıştırılması

- Sıkıştırma yaparken dosya boyutunu küçültüyoruz, **tıp alanında yapılan sıkıştırmanın kayıpsız** olmasına dikkat etmeliyiz.
- Yüksek sıkıştırma ile meydana gelen veri kaybı, yeni ortaya çıkmış tümörün gözden kaçmasına neden olabilir. Bu açıdan kayıpsız sıkıştırma ile, **yanlış teşhis koyulması ihtimalinin azaltılması** hekimler için önemlidir.
- Bunlara çözüm olarak, dosya boyutlarının küçültülmesi yani DICOM görüntüler diğer görüntü sıkıştırma formatlarına (jpeg, gif..) çevrilerek sıkıştırma yapılır ve boyutlarda azalma sağlanır.
- Sıkıştırma oranlarının yüksek olması **görüntü kalitesinden ödün verir yani sıkıştırma kayıplıdır.**

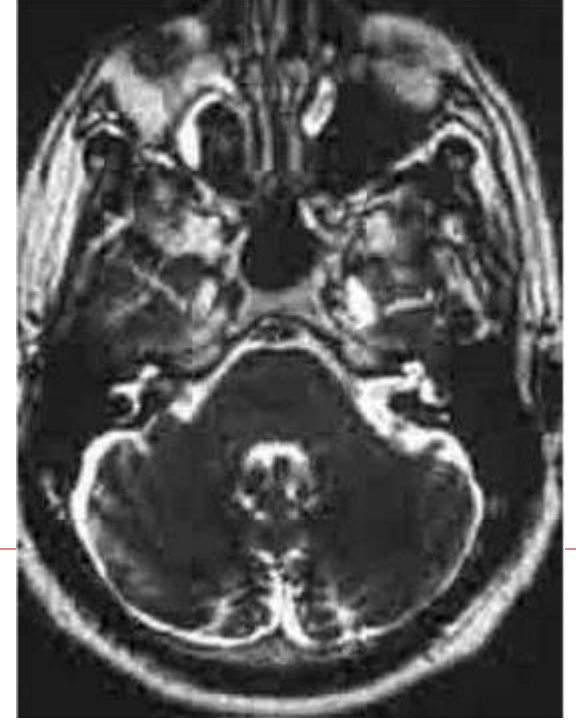
# Dicom görüntünün Jpeg formatına çevrilmesi ve sıkıştırma oranına göre gözlenen görüntü kalitesindeki bozulma



Dicom formatında Beyin MRI görüntüsü **516KB**-ok işaretinde acoustic neuroma gösteriliyor.



Kayıplı JPEG formatına çevrilip orta oranda sıkıştırılan görüntü boyut **64 KB**



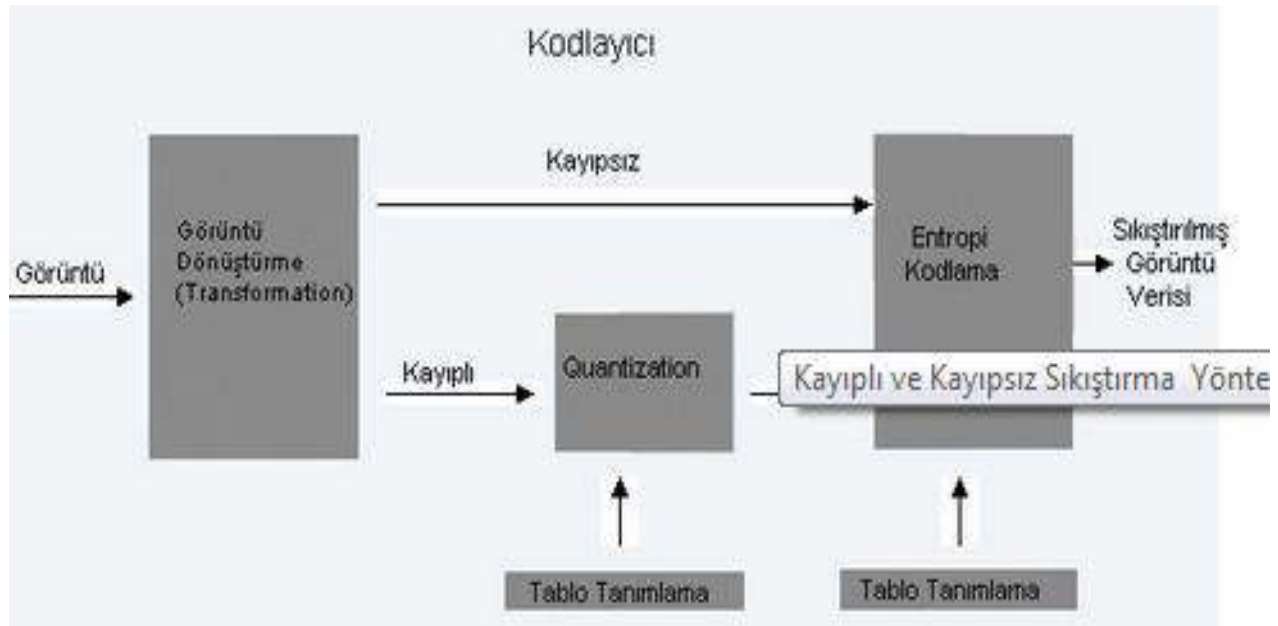
Yüksek oranda sıkıştırılmış JPEG görüntüsü **32KB**. Görüntüde kayıp yüksek

# Görüntü Sıkıştırma Yöntemleri

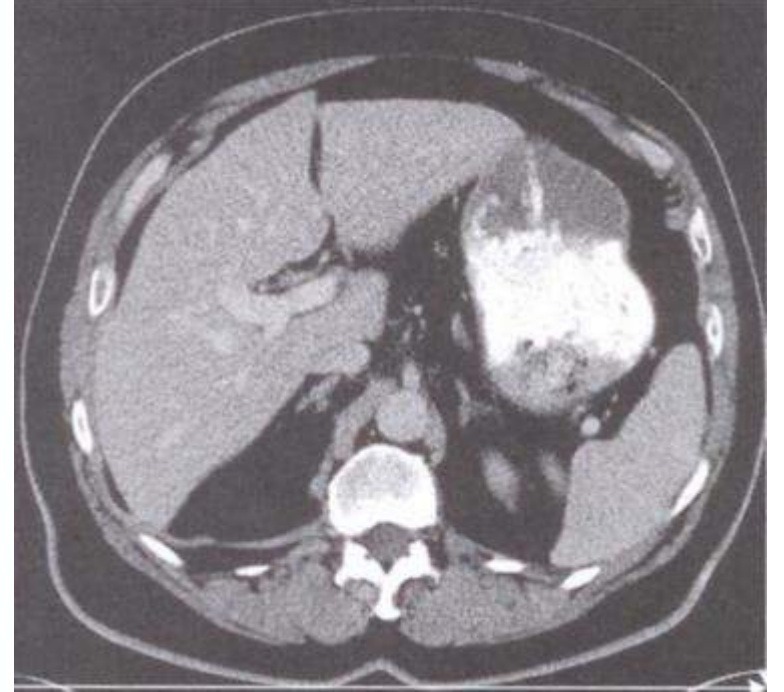
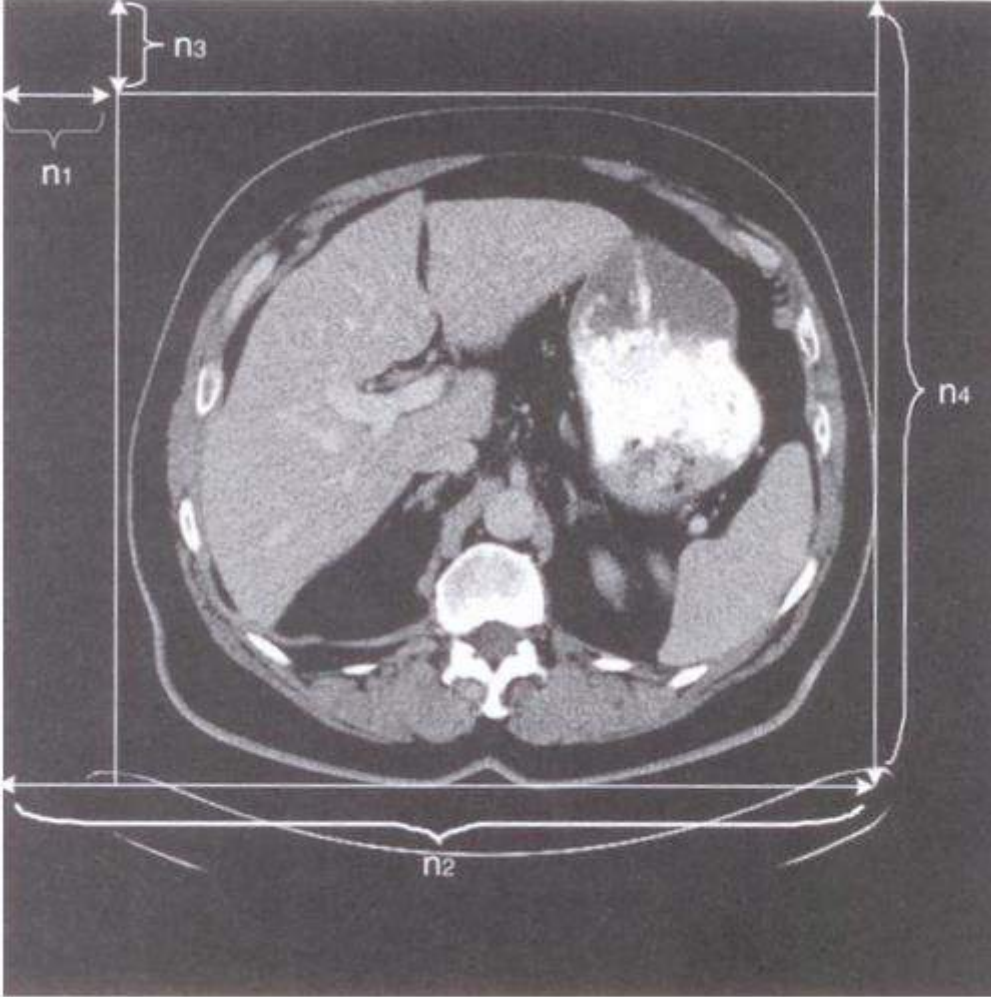
- Kayıplı ve kayıpsız olmak üzere temelde iki teknik vardır;
- **Kayıplı (lossy)** = geriye dönülemez olanlar
  - Yüksek oranda sıkıştırma sağlar.(**10:1-50:1 yada daha fazlası**)
  - Verilerde **kalıcı olarak kayıp yaşanır.**
  - Dosya boyutunda **önemli miktarda azalma olur.**
- **Kayıpsız (lossless)**=geriye dönülebilir olanlar
  - Daha düşük oranda sıkıştırma sağlanır.(**2:1 veya 3:1**)
  - Verilerde **kayıp yaşanmaz.**
  - Dosya **boyutunda az miktarda azalma olur.**

# Görüntü Sıkıştırma Yöntemleri

Bir başka sıkıştırma yöntemi de **kliniysel görüntü sıkıştırma**dır. Bu yöntemde hekim tarafından ilgilenilen bölge (**Region of Interest ROI**) için **kayıpsız yöntem** uygulanır, ROI dışında kalan kısım arka planda olduğu için bu bilgiler atılabilir. Kısaca, **ROI bölgesi** belirlenir bu bölge kayıpsız olarak sıkıştırılır geri kalan kısım atılır ve görüntü boyutu küçültülür. Buradaki zorluk **ROI alanının belirlenmesidir**.



# Görüntü Sıkıştırma Yöntemleri



ROI Belirlenen BT Görüntüsü

**ROI alanını belirlemek zor bir işlemdir.**

# Görüntü Sıkıştırma Yöntemleri

Görüntülerin sıkıştırma performansı, yüksek **sıkıştırma oranı** ve iyi bir **görüntü kalitesine** bağlıdır. Görüntü kalitesi görüntüdeki, yoğunluk çözünürlüğü (**griseviye değerlerinin sayısını**), uzaysal çözünürlüğü (**piksel sayısını**), SNR (**Signal-to-noise-ratio**) işaret gürültü oranını matematiksel olarak hesaplanarak belirlenir.

**Görüntü sıkıştırma performansı;**

**Ortalama Karesel Hata (mean square error) veya tepe işaret gürültü oranı (Peak SNR) ile ölçülür.**

$$MSE = \frac{1}{MN} \sum_{y=1}^M \sum_{x=1}^N [I(x,y) - I'(x,y)]^2$$

$$PSNR = 20 * \log_{10} (255 / \text{sqrt}(MSE))$$

Bu formüllerde,  $I(x,y)$  orijinal görüntünün piksel değerlerini,  $I'(x,y)$  sıkıştırılan görüntünün piksel değerlerini ve  $M$  ile  $N$  ise orijinal ve sıkıştırılan görüntü matrislerinin boyutlarını gösterir.

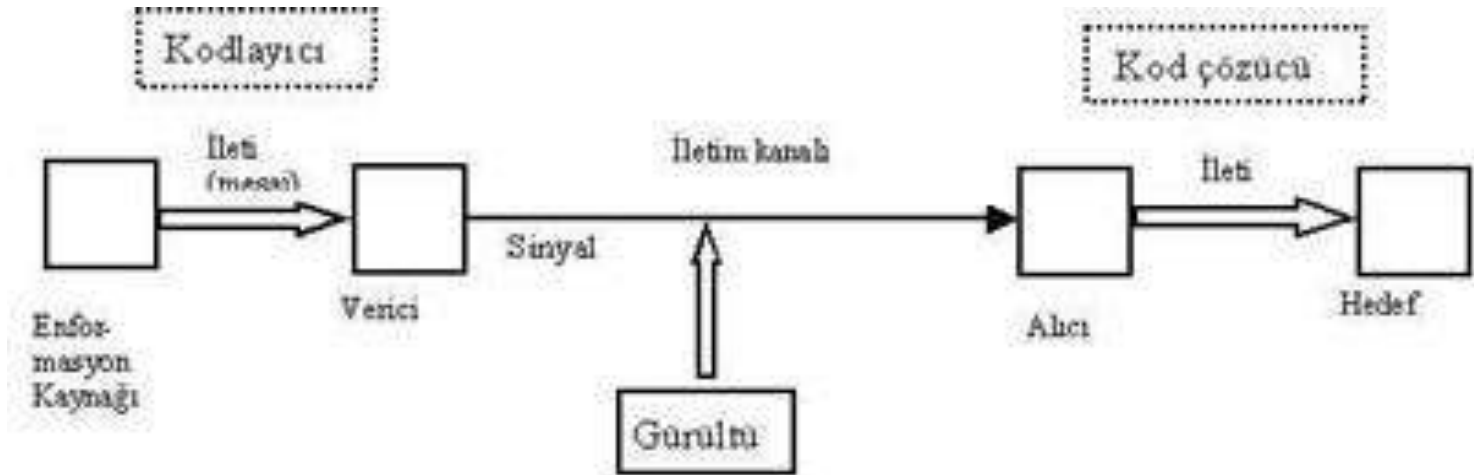
MSE, sıkıştırılmış ve orijinal görüntü arasındaki toplam karesel hatayı verir, PSNR ise yapılabilecek en yüksek hatanın bir ölçüsüdür. SNR değeri yüksek ise, görüntü kalitesi de yüksektir.



# Görüntü Sıkıştırma Aşaması

## 1-Kayıpsız Sıkıştırma Yöntemleri-Entropi kodlaması

- Entropi kodlaması, görüntü içeriği ile ilgilenmez.
- Yalnızca, görüntüyü oluşturan bitleri, bir kodlama algoritması aracılığı ile yeniden kodlar.
- Bu nedenle, entropi kodlamasında bilgi kaybı olmaz.
- Sıkıştırılmış görüntü, kod çözme algoritmaları ile orijinal görüntü aynen tekrar elde edilebilir.



# Görüntü Sıkıştırma Aşaması

## Örnek: Huffman Kodlama - Entropi kodlaması

**Huffman Kodu**, Bilgisayar biliminde, veri sıkıştırması için kullanılan, bir **entropi kodlama algoritmasıdır**. **David A. Huffman tarafından 1952 yılında geliştirilmiştir**.

Huffman'ın algoritması, **her sembol (veya karakter) için özel bir kod üretir**. Bu kodlar (**ikilik sistemdeki 1 ve 0'lardan oluşan**) **bit haritası** şeklindedir. Veri içerisinde **en az kullanılan karakter için en uzun**, **en çok kullanılan karakter için ise en kısa kodu üretir**.



# Huffman Kodlama

Bir veri kümesini sıkıştırabilmek için **bu küme içerisindeki sembollerin tekrar etme sıklıklarının bilinmesi** gerekmektedir. Her sembolün ne kadar sıklıkta tekrar ettiğini gösteren tabloya **frekans tablosu** denir.

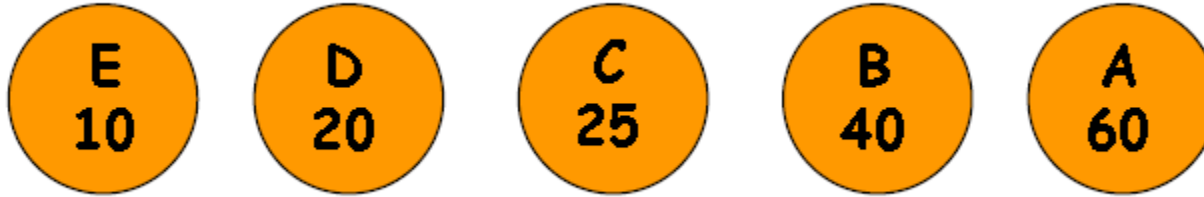
İlk olarak, veri setine ait **frekans tablosu** oluşturulur. Ardından, **hangi karakterin hangi bitlerle temsil edileceğini** gösteren **Huffman kod ağacı** oluşturulur.

**Örnek:** Veri setine ait frekans tablosu aşağıdaki gibi olsun.

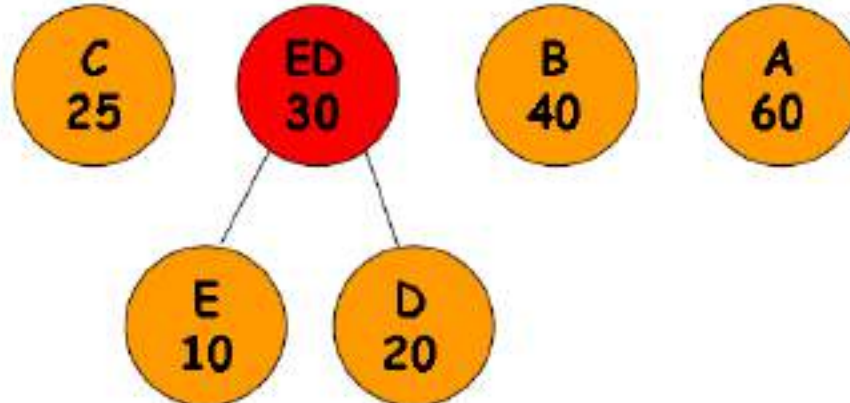
Sembol	Frekans
A	60
B	40
C	25
D	20
E	10

# Huffman Kodlama

Huffman kod ağacındaki en son **düğümüleri oluşturacak olan bütün semboller frekanslarına** göre **küçükten büyüğe doğru** sıralanırlar.

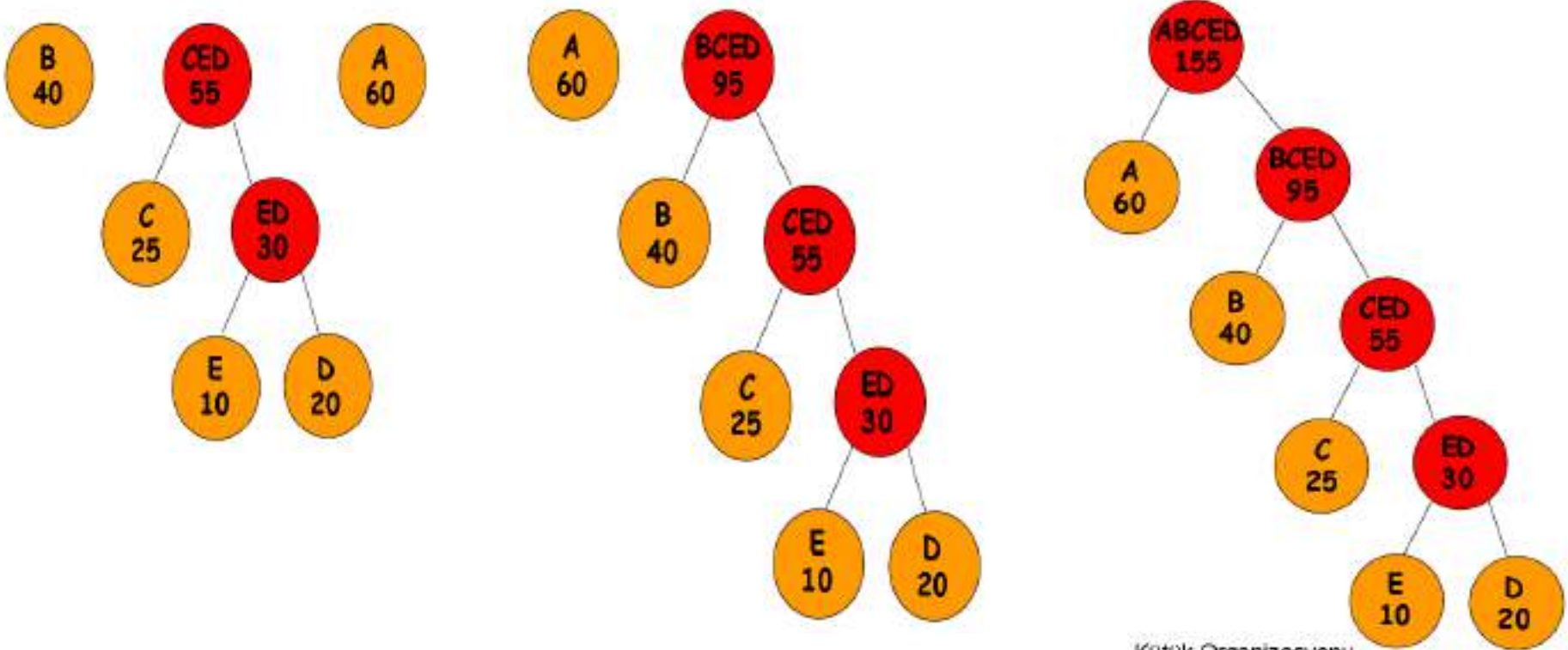


En küçük frekansa sahip olan **iki sembolün frekansları toplanarak yeni bir düğüm** oluşturulur. Oluşturulan bu yeni düğüm var olan düğümler arasında uygun yere yerleştirilir. Bu yerleştirme frekans bakımından **küçüklük veya büyüklüğe** göre dir.



# Huffman Kodlama

Bir önceki adımdaki işlem tekrarlanarak **en küçük frekanslı 2 düğüm tekrar toplanır** ve yeni bir düğüm oluşturulur.

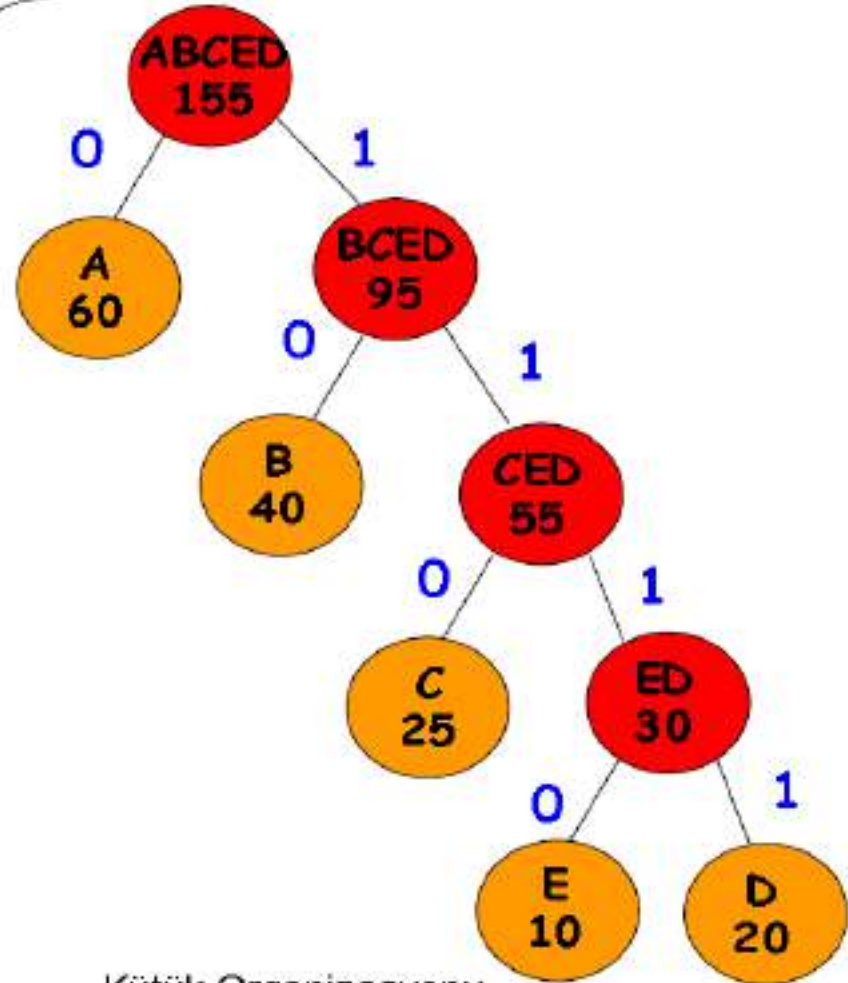


# Huffman Kodlama

## Adım 6

Huffman ağacının kodu oluşturulurken ağacın en tepesindeki kök düğümden başlanır.

Kök düğümün soluna ve sağına giden dallara sırasıyla 0 ve 1 yazılır. Sırası seçimlidir.



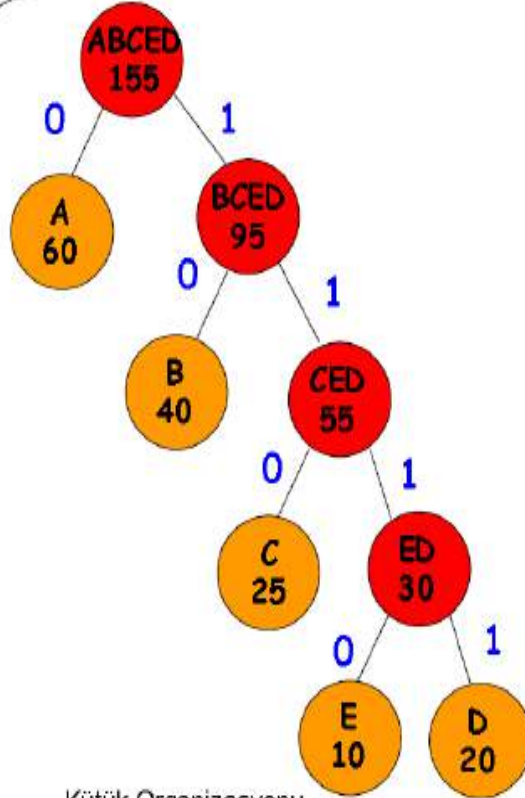
Kütük Organizasyonu

# Huffman Kodlama

## Adım 6

Huffman ağacının kodu oluşturulurken ağacın en tepesindeki kök düğümden başlanır.

Kök düğümün soluna ve sağına giden dallara sırasıyla 0 ve 1 yazılır. Sırası seçimlidir.



Sembol	Huffman Kodu	Bit Sayısı	Frekans
A	0	1	60
B	10	2	40
C	110	3	25
D	1111	4	20
E	1110	4	10



# Huffman Kodlama

Veri seti **ASCII kodu ile kodlanırsa**, her karakter için **1 byte (8 bit)**'lik alan gerektiğinden toplamda **155 byte (1240 bit)**'a ihtiyaç duyulacaktır.

Huffman kodlaması sayesinde bu sayı:

**$60 \times 1 + 40 \times 2 + 25 \times 3 + 20 \times 4 + 10 \times 4 = 335$**  bittir.

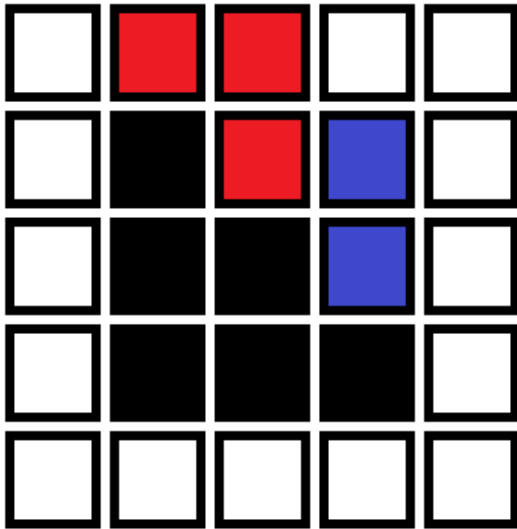
Sıkıştırma oranı; 
$$C_r = \frac{n_1}{n_2}$$

Burada  $n_1$ , **orjinal görüntünün bit sayısı**,  $n_2$  ise **kodlanan bit-sayısıdır**. Görüldüğü gibi Huffman kodlaması **ile %27'lik** bir kazanç sağlanmaktadır. Bu kazanç, **veri setindeki sembollerin frekansları arttıkça daha da artmaktadır**.

**Ödev:** “**DURAĞAN**” kelimesinin Huffman kodlamasını yaparak, her bir harfe karşılık gelecek **bit dizisini ve sıkıştırma oranını** bulunuz.

# Huffman Kodlama

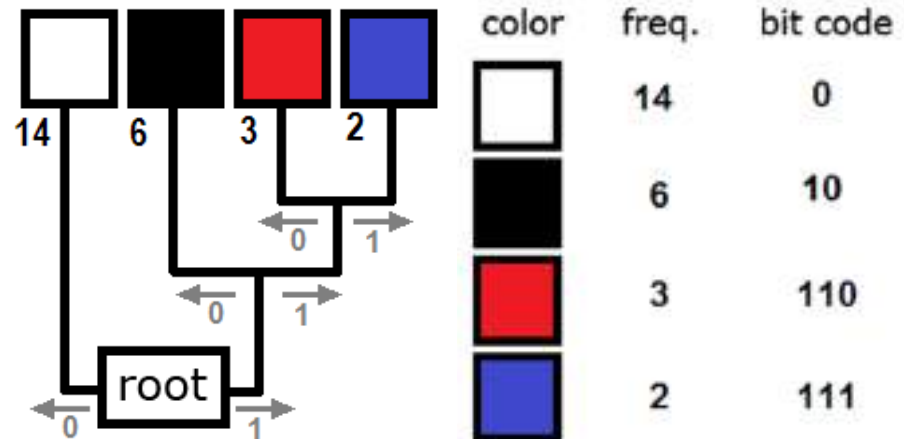
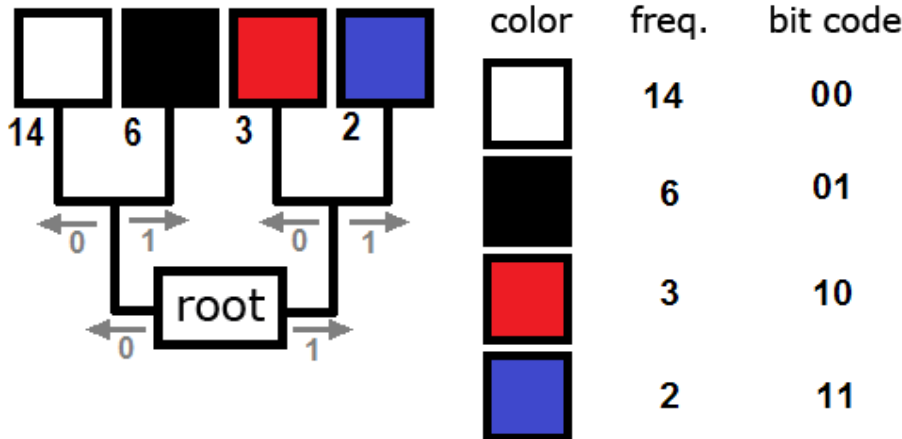
5x5 boyutlu 8-bit renkli aşağıdaki gibi bir görüntümüzün olduğunu varsayalım. Sıkıştırma öncesinde bu görüntü  $5 \times 5 \times 8 = 200$  bit yer kaplar.



Öncelikle **frekans tablosunu** oluşturmak için **her bir rengin görüntüde kaç kez tekrarlandığı**, bulalım ve bunları azalan frekansta sıralayalım.



Kodlama/dekodlama için kullanılacak Huffman **kod ağacını** ve **kod tablosunu** aşağıdaki gibi oluşturabiliriz.



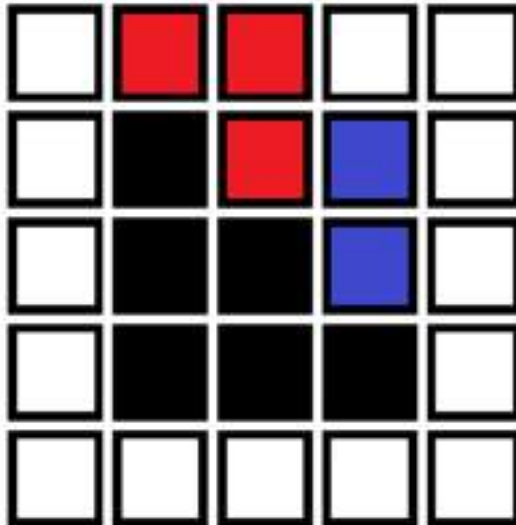
# Huffman Kodlama




5x5 boyutlu 8-bit renkli aşağıdaki gibi bir görüntümüzün olduğunu varsayalım. Sıkıştırma öncesinde bu görüntü  $5 \times 5 \times 8 = 200$  bit yer kaplar.

Bu örnekte en çok tekrarlanan renk olan beyaz renk kodlama yapılmıyorsa 8-bit yer kaplayacak iken kodlama sonucunda sadece 1-bit yer kaplar. Siyah renk 2 bit, kırmızı ve mavi renkler ise 3-bit yer kaplar.

Sonuçta, 200-bit yer kaplayan toplam görüntü;

$14 \times 1 + 6 \times 2 + 3 \times 3 + 2 \times 3 = 41$  bit ile ifade edilebilir. Sıkıştırma oranı;  $41/200$ , yaklaşık 5 kat sıkıştırma yapılmış olur.



color	freq.	bit code
	14	0
	6	10
	3	110
	2	111

# Huffman Dekodlama

**Frekans tablosu ve sıkıştırılmış veri** mevcutsa bahsedilen **işlemlerin tersini yaparak** kod çözülür.

Sıkıştırılmış verinin ilk biti alınır. Eğer alınan bit **bir kod sözcüğüne karşılık geliyorsa**, ilgili **kod sözcüğüne denk düşen karakter yerine konulur**.

Eğer alınan bit bir kod sözcüğü değil ise sonraki bit ile birlikte alınır ve **yeni dizinin bir kod sözcüğü olup olmadığına** bakılır.

Bu işlem dizinin sonuna kadar yapılır. Böylece Huffman kodu çözülerek **karakter dizisi elde edilmiş** olur.

# Kayıplı Sıkıştırma Yöntemi-Kaynak Kodlama

Kaynak kodlaması görüntünün içeriği ile ilgilenir.

Kaynak kodlamada uygulanan sıkıştırma yöntemi, görüntünün **insan gözünün algılayamayacağı ayrıntıları atarak**, yalnızca genel bir kurala uyan görüntünün aktarılmasıdır. Aktarılan görüntü, orijinal görüntü değildir. Bu nedenle bu tür kodlamalara “**kayıplı kodlamalar**” denir.

Kaynak kodlama birçok ara işlemlerden oluşur. Önce renk veya **gri seviye dönüşümü yapılır** ve ardından fazlalıklar atılır.

Daha sonra dönüşüm **DCT (Discrete Cosine Transform)**, **DWT (Discrete Wavelet Transform)** yapılır ve veri daha az bit ile ifade edilebilecek bir biçime getirilir.

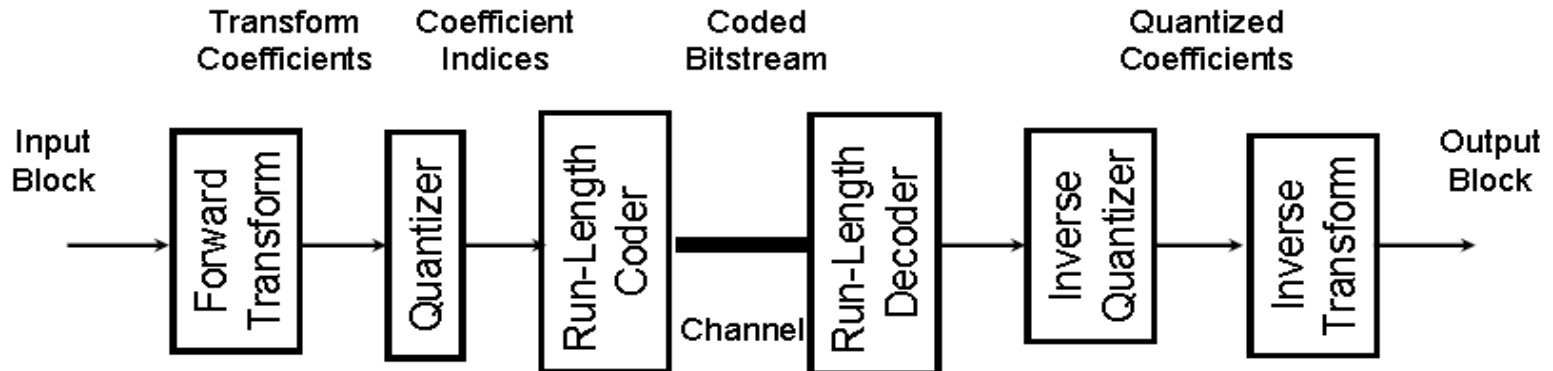
Daha sonra **niceleme-kuantalama** işlemi ile uygun bit-oranına indirgenir ve en son olarak ta kayıpsız kodlamadaki gibi **sıkıştırma algoritması –entropi kodlama** ile sıkıştırılır.

# Kayıplı Sıkıştırma Yöntemi-Kaynak Kodlama

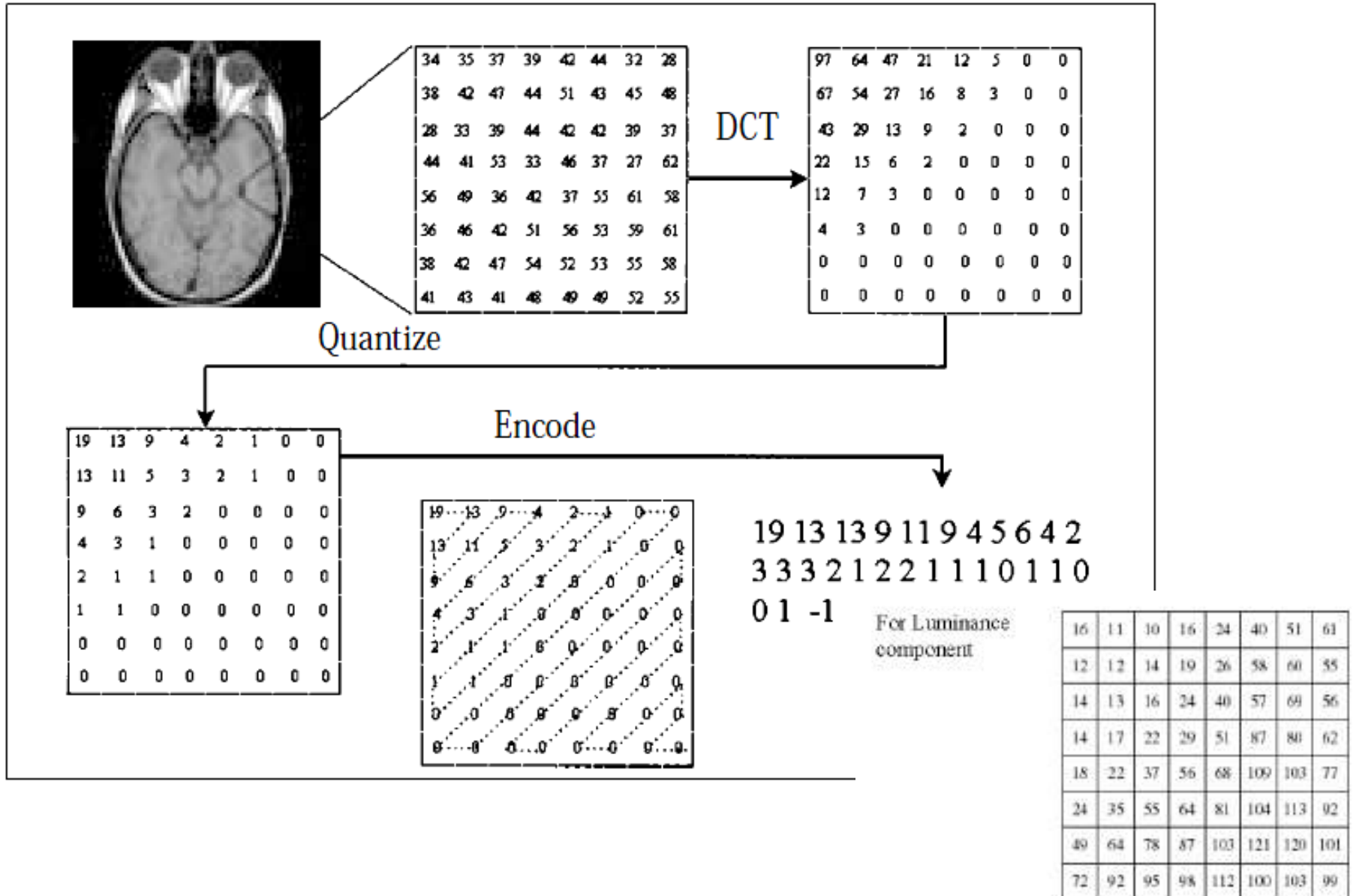
Kaynak kodlama en yaygın şekilde **JPEG görüntülerde** kullanılır.

JPEG; sayısal görüntüleri **8x8'lik bloklara ayrılıp**, blokların **ayrık kosinüs dönüşüm (DCT) katsayılarının**, **kuantalanmasıyla** sıkıştırma sağlayan bir yöntemdir.

Görüntünün bloklara ayrılmadan **doğrudan dalgacık (wavelet) dönüşüm katsayılarının kuantalanmasıyla** sıkıştırma sağlayan yöntem ise **JPEG 2000** standardı olarak adlandırılmaktadır.



# Kayıplı Sıkıştırma Yöntemi-Kaynak Kodlama





# Kaynak Kodlama Performansı



65536 Bytes  
8 bpp

4839 Bytes  
0.59 bpp  
CR=13.6

3037 Bytes  
0.37 bpp  
CR=21.6

1818 Bytes  
0.22 bpp  
CR=36.4



487x414 pixels,  
Uncompressed, 600471 Bytes, 24 bpp  
85502 Bytes, 3.39 bpp, CR=7

487x414 pixels  
41174 Bytes, 1.63 bpp, CR=14.7

# PACS Sisteminin Avantajları

## Hasta Açısından

- Hastanın tüm görüntüleri bilgisayarda saklandığı için, önceki görüntülerle karşılaştırma yapılarak daha sağlıklı tıbbi değerlendirme mümkün olabiliyor.
- Hastalar hekim kontrolüne gittiklerinde yanlarında film taşımak zorunda kalmıyorlar, filmlerin kaybolma sorunu olmuyor, filmler hastanede saklanıyor.
- Basılı filmlerin zaman içerisinde çevresel şartlardan dolayı deforme olması söz konusudur, dijital filmler ise yıllarca ilk günkü gibi saklanabilir.
- Gerektiğinde görüntüler yurtiçi ya da yurtdışı başka tıbbi merkezlere aktarılabilir.
- Hastaya isterse dijital görüntülerinin olduğu her PC'de açılabilir şekilde bir CD veriliyor.

# PACS Sisteminin Avantajları

## Hastane Açısından

- **Film maliyetleri** ve filme bağılı diğer maliyetler (banyo, solüsyon vs.) azaltılıyor, direk olarak **maddi tasarruf** sağlanıyor
- Görüntü kalitesinin arttırılması, yorumlanma ve rapor süresinin azaltılmasını sağlar. Hastane için elektronik veri transferini sağlar.
- Daha önceki **kayıtlarla karşılaştırma daha kolay** yapılabilir.
- Alınan görüntüler aynı anda **birden fazla yerde incelenebilir** ve değerlendirilebilir. **Yüksek depolama** kapasitesi sağlar.
- Film arşivlemesinde kolaylıklar sağlıyor, bütün filmler bilgisayarda saklandığından arşivde yer ve arşivden film bulma sorunu kalmıyor.
- İstenirse özellikle acil durumlarda hekimler evlerinden dahi hasta filmlerine erişebilir.
- Film ve film banyosu için gerekli kimyasal maddeler kullanılmadığından **PACS Sistemi daha çevre dostu bir sistemdir.**

# PACS Sisteminin Dezavantajları

- Kurulum ve ön araştırma süresinin uzun olması,
- Yüksek maliyeti olması,
- Tüm donanımların dijital olarak görüntü üretme ve yorumlama ekipmanına sahip olmaması,
- Yüksek dosya boyutlarından dolayı veri transferindeki zorlukların oluşması.

# SONUÇ

Gelişen internet ve bilgi teknolojileri ile tıbbi görüntülerin kayıplı ve kayıpsız olarak büyük oranda sıkıştırılmaya devam edeceği, gittikçe küçülen **nanoteknolojik donanım yapılarıyla** gelecekte PACS sistemlerinin **daha da gelişeceği ve hastanelerin olmazsa olmazı haline geleceği** değerlendirilmektedir.

Bu alanda görevli teknik personelin bu teknolojileri devamlı öğrenmesi ve araştırarak kendini geliştirmesi gerekmektedir.

# **Tıbbi Görüntüleme Sistemlerinin Temelleri Dersi**

## **Bilgisayarlı Tomografi Sistemleri**

**Elekt.Yük.Müh.Doğan D.DEMİRGÜNEŞ  
Biyomedikal Mühendislik Merkezi**

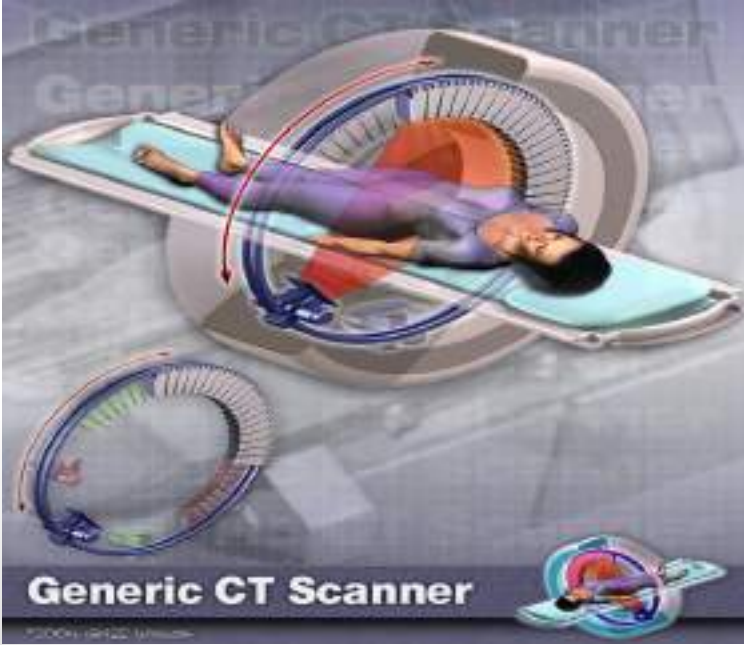
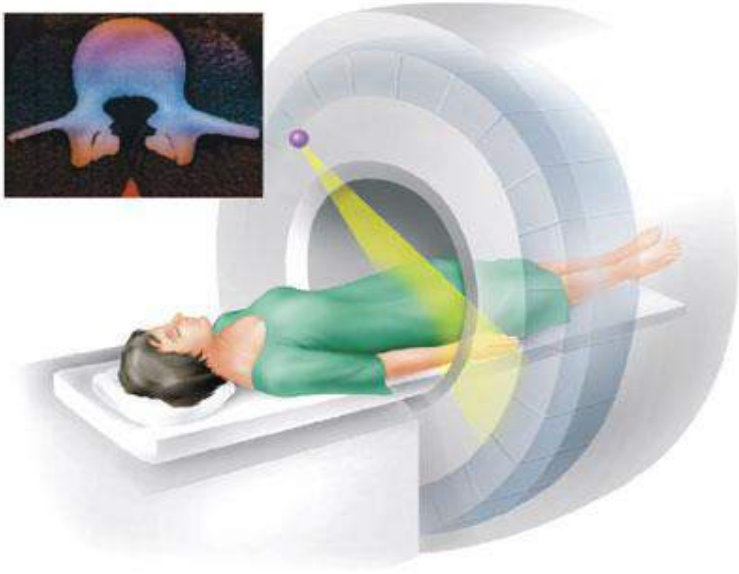
**E-posta: [ddemirgunes@gmail.com](mailto:ddemirgunes@gmail.com)  
Tel:312-304 25 11**

# İçerik

- **Bilgisayarlı Tomografi Tanımı**
- **Bilgisayarlı Tomografi Tarihsel Gelişimi**
- **Bilgisayarlı Tomografide Kullanılan Terimler**
- **X-ışınlarının Oluşumu ve X-ışınlı Görüntüleme**
- **Bilgisayarlı Tomografi Cihazı Ana Bölümleri**
- **Bilgisayarlı Tomografi Nesilleri**
- **Bilgisayarlı Tomografi Tetkikinin Kullanım Alanları**



# Bilgisayarlı Tomografi



# Bilgisayarlı Tomografi Tanımı

Tomos + Graphy → Tomography

Kesit + Görüntüleme → Tomografi



Tomografi, kesit anlamına gelen yunanca “**tomos**” ve “**grafi**” kelimelerinin birleşiminden oluşur ve **kesit görüntüleme** anlamına gelir.

X-ışınları ile, vücudun **herhangi bir düzleminin kesit görüntülerinin** elde edilmesine dayalı radyolojik bir görüntüleme tekniğidir.

Vücudun değişik **açılardan çok sayıda iki boyutlu X-ışınlı görüntüleri alınarak o nesnenin iç yapısının üç boyutlu görüntüsü** bilgisayar yardımıyla elde edilir.

# Bilgisayarlı Tomografi Tanımı

Röntgen cihazından farkı vücuttaki **farklı dokuların görüntülerinin üst üste binmemiş olmasıdır**. Başka organların arasında, arkasında kalan veya sınırları yeterince belli olmayan **yumuşak dokular**, bu yöntemle görüntülenir.

Bilgisayarlı Tomografi (BT-CT) x-ışınlarını kullanarak, vücudu **ince dilimler (1-10 mm)** şeklinde **kesit** olarak inceleyen bir tekniktir.

Bilgisayarlı tomografide; vücuttan aralıksız **alınan kesitler bilgisayarda işlenerek anatominin daha iyi anlaşılması** sağlanabilmektedir.



# Bilgisayarlı Tomografi Tarihçesi



History

1895  
Röntgen  
Discovery  
of X-rays

1963  
Cormack  
X-ray  
tomography  
idea

1989  
Kalender  
Introduction  
of helical CT

2004  
Cone beam  
CT systems

1917  
Radon  
Mathematical  
foundations

1972  
Hounsfield  
First CT  
scanning  
system

1998  
First  
multi-line  
CT system

# Bilgisayarlı Tomografi Tarihçesi

- 1895'de **Wilhelm Konrad Röntgen**, X ışınını keşfetti.
- 1917 **Joachim Radon** Tomografinin matematiksel temellerini geliştirdi.

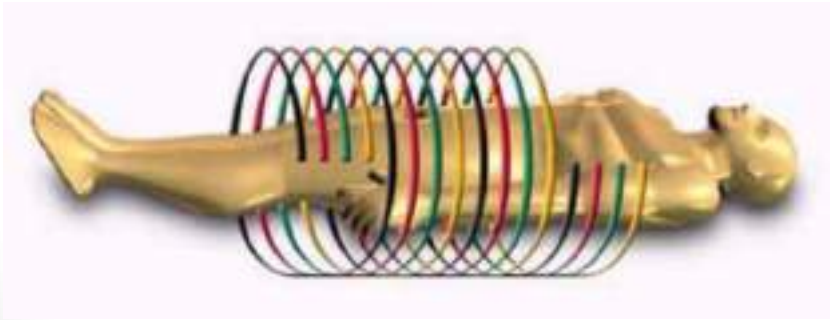
$$R\{f(x,y)\} = f'(l,\theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - l) dx dy$$

- 1963'te **Allan Mc Cormack** X-ışınlı Tomografi fikrini ortaya koydu ve bu projesiyle tıp alanında **nobel ödülünü** aldı.
- 1972'de **Goedfrey Newbold Hounsfield**, X ışınını kullanarak ilk pratik '**BT Tarayıcı**' sistemini geliştirdi. Fizyoloji alanında **1979 yılında nobel ödülü** aldı.



# Bilgisayarlı Tomografi Tarihçesi

- **1973**'de ilk bilgisayarlı beyin tomografi sistemi hastane ortamında **Mayo Klinik Amerika'da** kuruldu.
- 1989'da Kalender tarafından '**Helical**' yapıdaki Bilgisayarlı Tomografi geliştirildi.
- 2004'te 'Konik Hüzme BT (**Cone Beam CT**) sistemi geliştirildi.
- Son yıllarda **mikron seviyesinde tomografi geliştirildi.** (Microtomography). Her geçen gün yeni gelişmelere de gebebilir.



# Bilgisayarlı Tomografi Terimleri

- **Scanner (Tarayıcı):** Bilgisayarlı tomografide X-ışınlarını kullanarak hastayı tarayan kısımdır.
- **Artifact (Artefak):** İncelenen dokuda gerçekte bulunmayan, ancak film üzerinde görünen iz, film lekesi.
- **Detector (Detektör):** Bilgisayarlı Tomografide veya x-ışınlı görüntüleme sistemlerinde vücuttan geçen x-ışınlarını algılayan ünite.
- **Radyocontrast Agent (Radyokontrast Ajan):** İodin ve baryum bileşiği olan ve vücuttan geçen X-ışınlarını ile elde edilen görüntünün zıtlığını artıran maddelerdir.
- **Sagittal (Sagital) :** Ön-arka dikey veya sehmi anlamındadır.
- **Coronal (Koronal) :** Kafatasının kenarına ait, taçsı yapıdadır.
- **Oblique (Oblik) :** Eğik, eğimli, bir düzlemden sapan anlamına gelir.

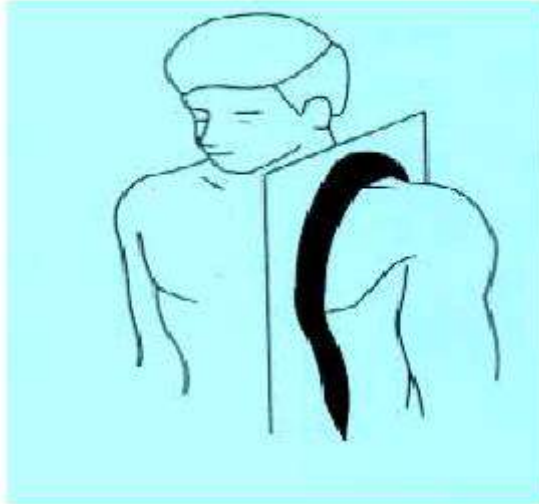


# Bilgisayarlı Tomografi Terimleri

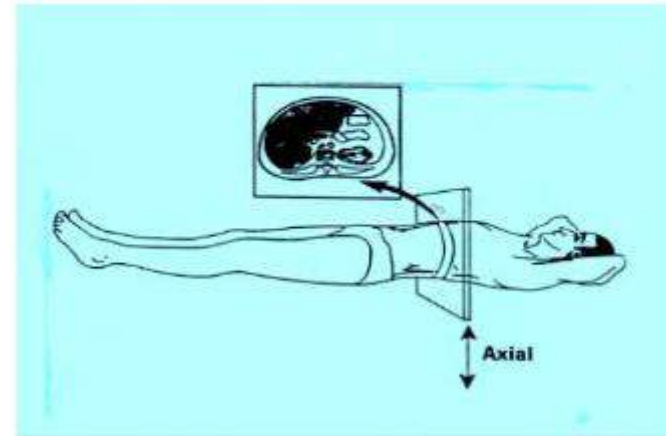
- **Axial (Aksiyal):** Yatay, enine, yere paralel olan anlamına gelir. Tomografi tüpü 360 derece döner ve durur daha sonra masa içeri veya dışarı yeni konumuna doğru hareket eder ve tüp yeniden döner. Bu şekilde yapılan çekimlere aksiyal çekim adı verilir.
- **Helical (Helikal):** Sarmal anlamına gelir. Tüp sürekli olarak dönerken masanın da hareket etmesi şeklinde yapılan görüntülemedir.
- **Cine (Sine):** Tüp sürekli olarak dönerken masanın hareketsiz olduğu durumda yapılan görüntülemedir. Organların veya kan akışının kontrolü amacıyla kullanılır.
- **Reconstruction (Rekonstrüksiyon):** Tetkik sonrasında elde edilen kesitlerin birleştirilerek görüntünün oluşturulması işlemine verilen addır.

# Bilgisayarlı Tomografi Terimleri

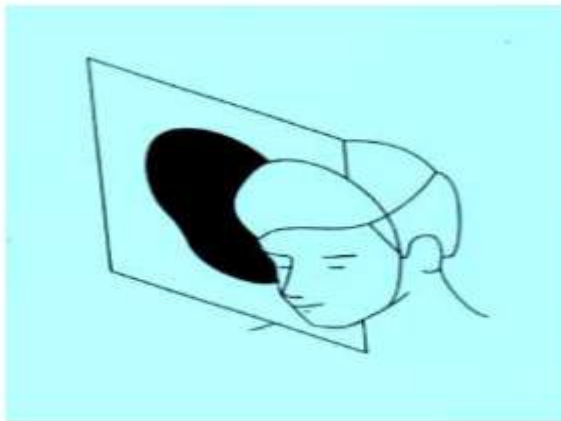
- **Sagittal-** right to left



- **Axial-**superior to inferior



- **Coronal-** anterior to posterior



- **Oblique-** any angled plane



# Tomografik Görüntüleme Düzlemleri

## Axial/Aksiyal (Transverse) Düzlem:

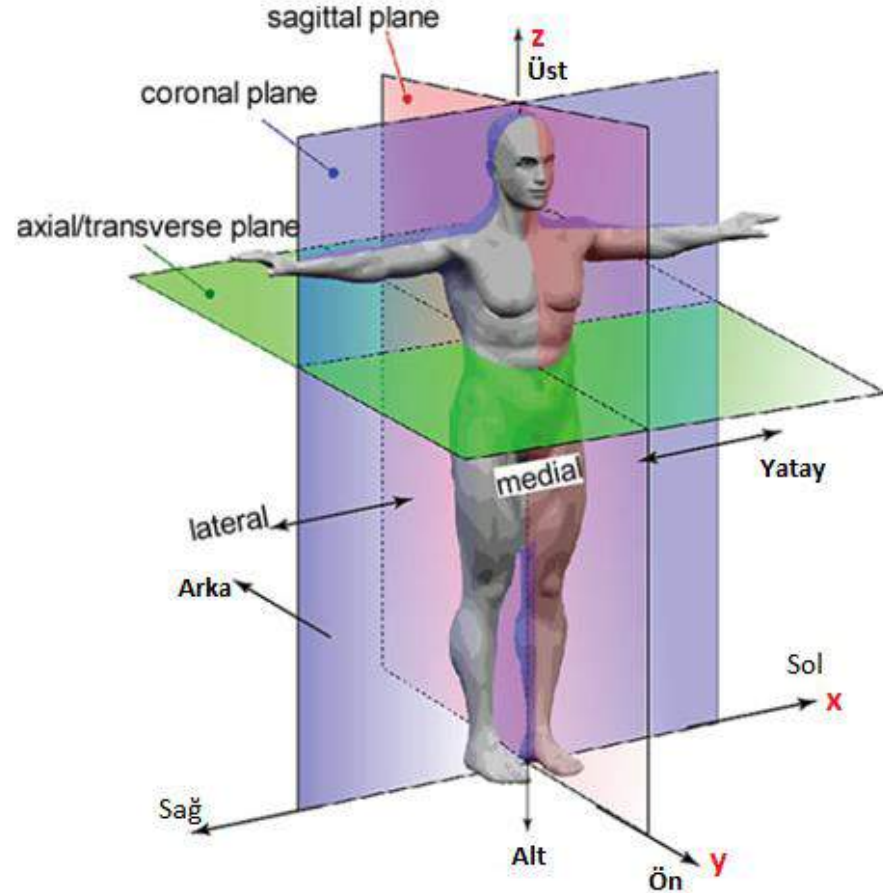
Vücudu yere paralel şekilde yukarıdan aşağıya (veya tersi) şekilde bölen düzlemlerdir. Eksen olarak **x-y** eksenli düzlemlerdir.

## Sagittal/Sagital (Median) Düzlem:

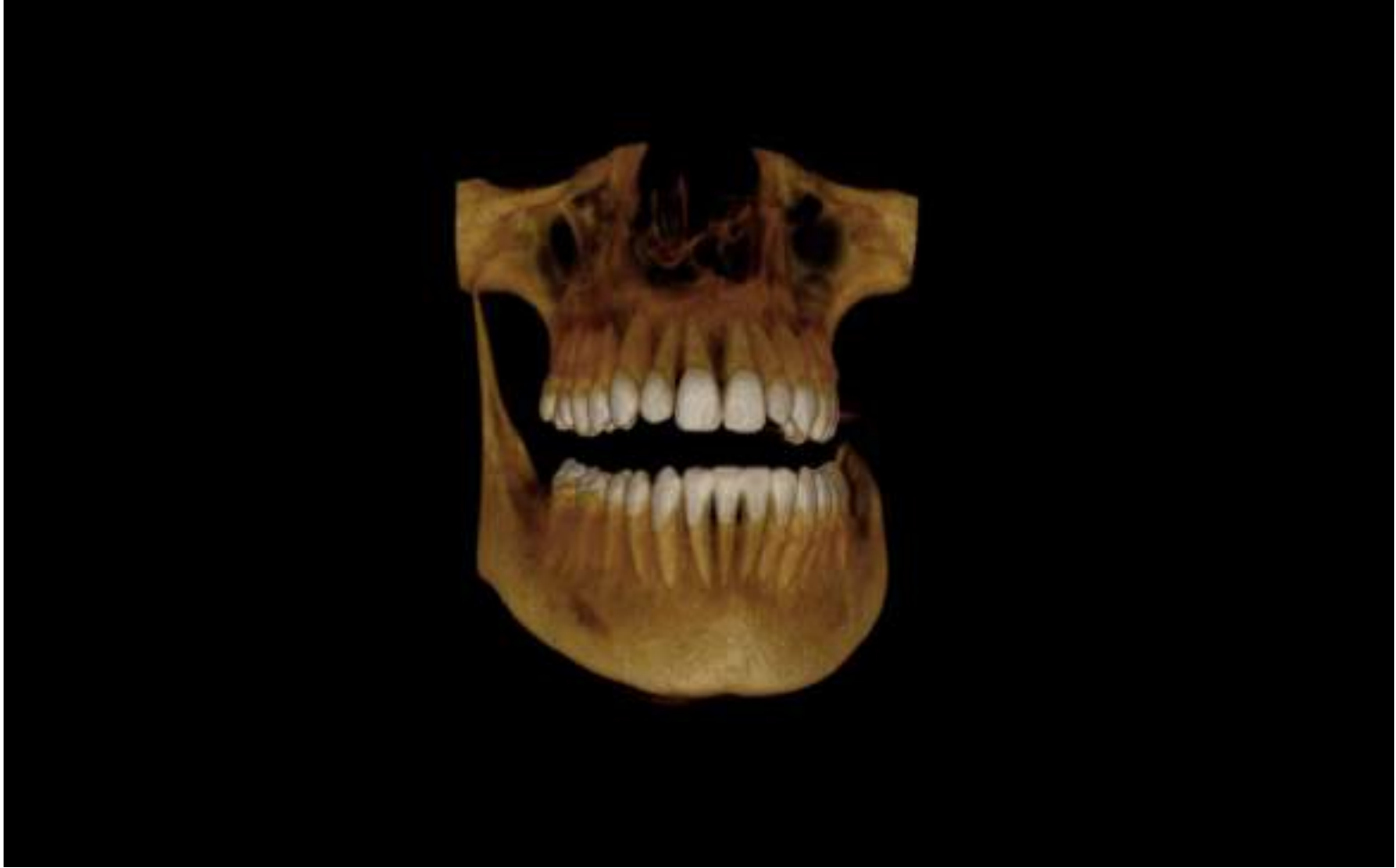
Vücudu soldan sağa doğru (veya tersi) yönlerde bölen düzlemlerdir. Eksen olarak **y-z** eksenli düzlemlerdir.

## Coronal/Koronal (Frontal) Düzlem:

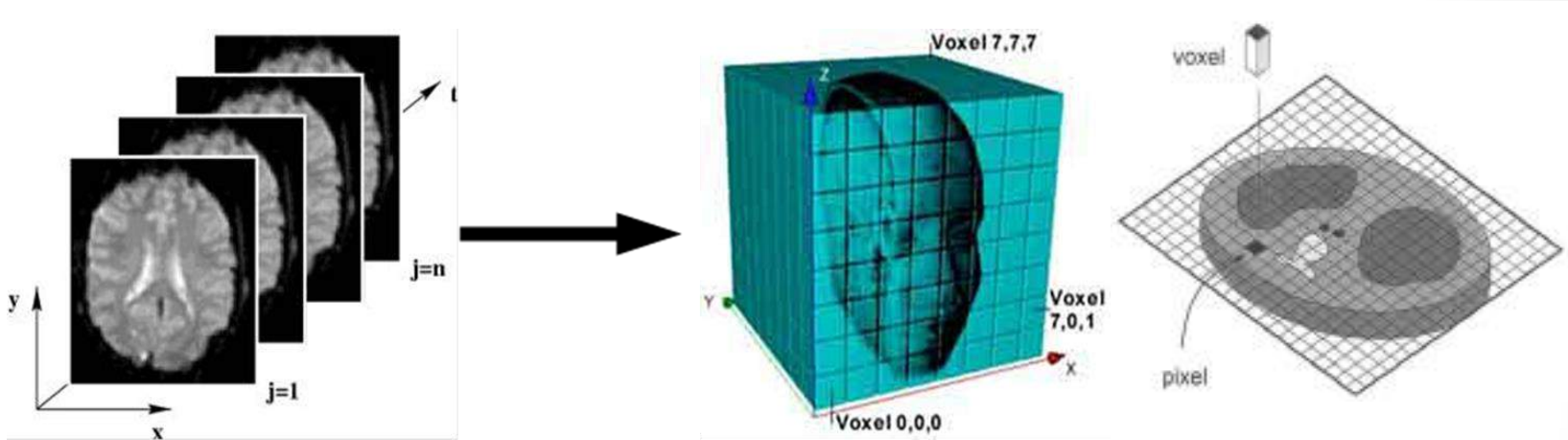
Vücudu arkadan öne (veya tersi) doğru yönlerde bölen düzlemlerdir. Eksen olarak **x-z** eksenli düzlemlerdir.



# Bilgisayarlı Tomografi Terimleri

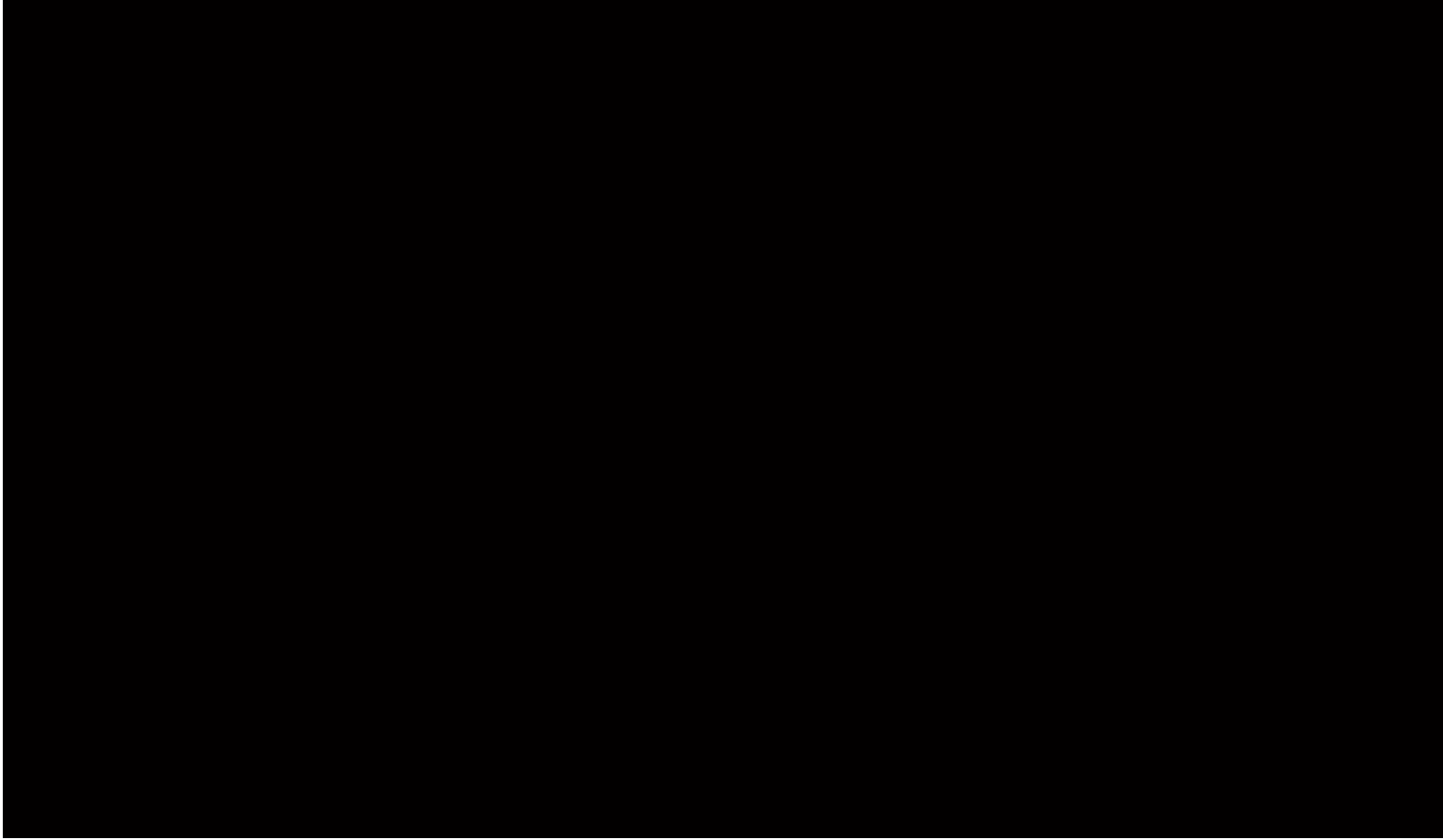


# Tomografik Görüntüleme Nedir?



- Bilgisayarlı tomografide hastadan alınan **2 boyutlu** kesit görüntülerin birleştirilmesi (rekonstrüksiyonu) sonucunda **3 boyutlu** tomografik görüntü elde edilir.
- Voksel bir "**piksel**"in 3 boyutlu karşılığıdır; piksel bir noktayı 2 boyutlu olarak tanımlarken, **voksel** bir noktayı 3 boyutlu uzayda tanımlar. **Piksel** 'Picture element' (görüntü elemanı) teriminin, **voksel** ise 'volüme element' (hacim elemanı) teriminin kısaltmasıdır.

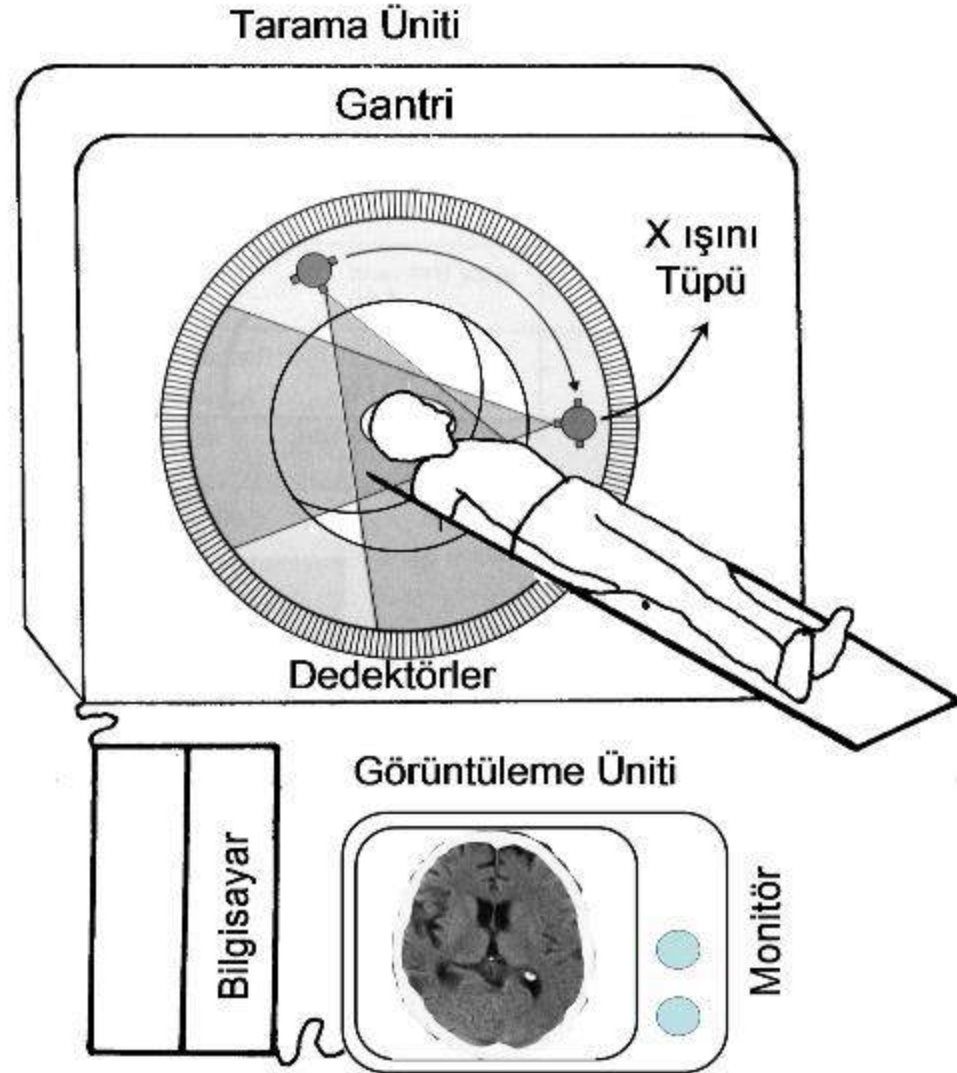
# Tomografik Görüntüleme Nedir?



# Bilgisayarlı Tomografi Sistemi

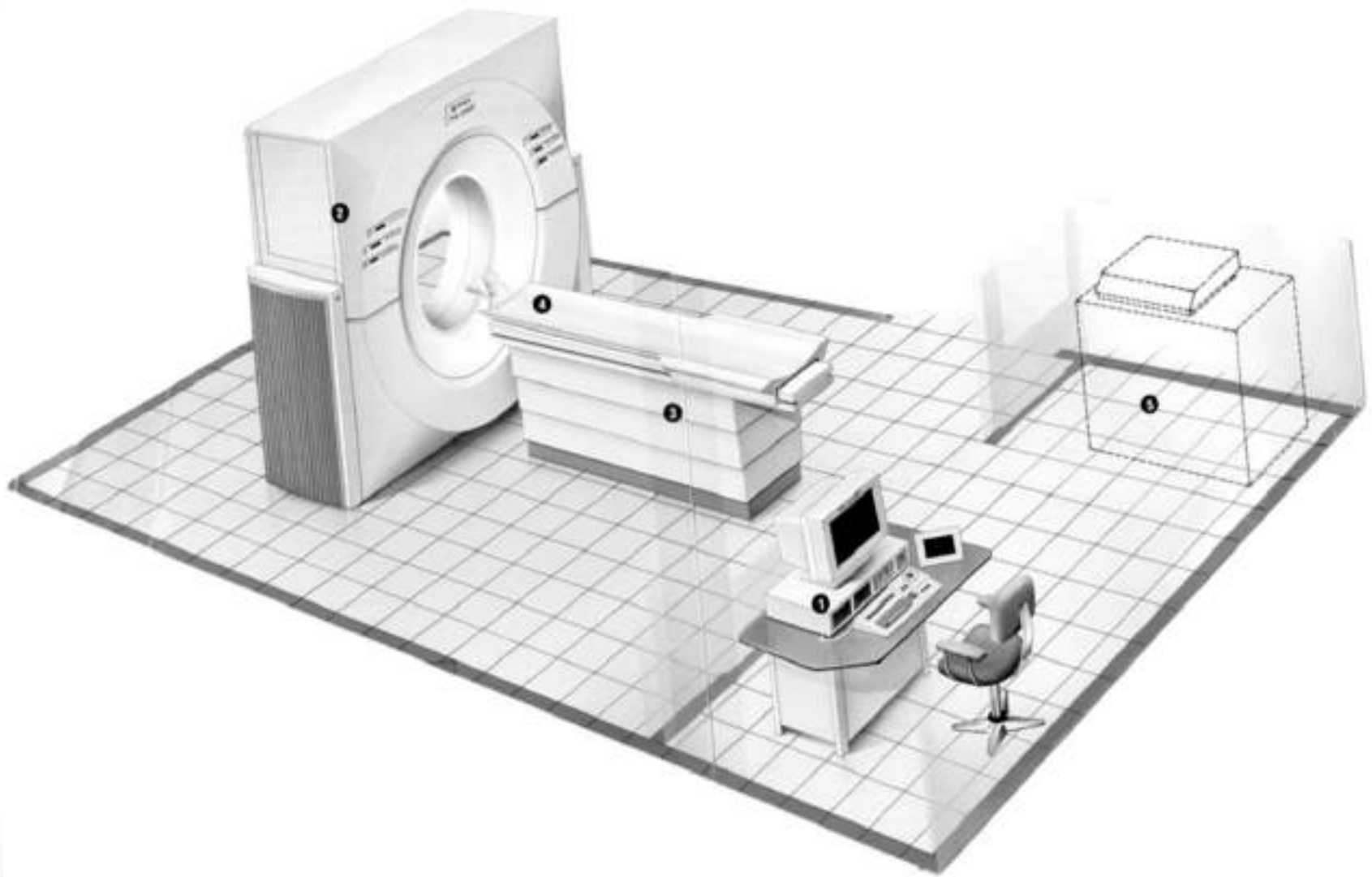


Bilgisayarlı Tomografi;  
**Tarama Ünitesi,**  
**Görüntüleme Ünitesi,**  
**Bilgisayar Sistemi ve**  
**Hasta Konumlandırma Sistemi**  
olmak üzere dört ana  
bölümden oluşur.





# Bilgisayarlı Tomografi Sistemi



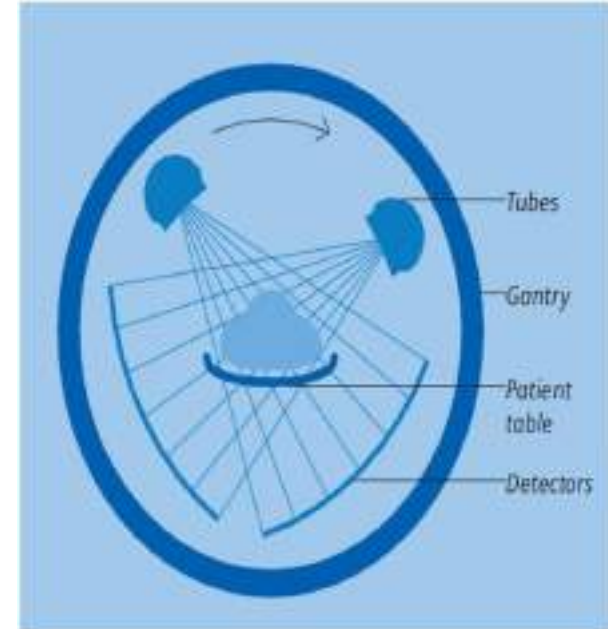
(1) Kontrol konsolu, (2) Gantry, (3 -4) Hasta masası, (5) Bilgisayar Ünitesi

# Bilgisayarlı Tomografi Ana Bölümleri

## Tarama Ünitesi (Gantry)

Hastanın masaya yatarak görüntüleme için içerideki yuvarlak boşluğa yerleştiği kısma “gantry” denilmektedir.

Gantry bloğunda; X-ışın tüpü, detektörler ve bilgi toplama sistemi mevcuttur.



# Bilgisayarlı Tomografi Ana Bölümleri

## X-Işın Tüpü ve Yüksek Gerilim Jeneratörü

İki çeşit X-ışın tüpü kullanılmaktadır. Eski tip sistemlerde sabit anotlu, **sürekli (continuous) X-ışını üreten tüpler** kullanılmıştır. Yeni tip BT'lerde ise **döner anotlu, darbe (pulse) tipi X-ışını üreten tüpler** kullanılmaktadır.

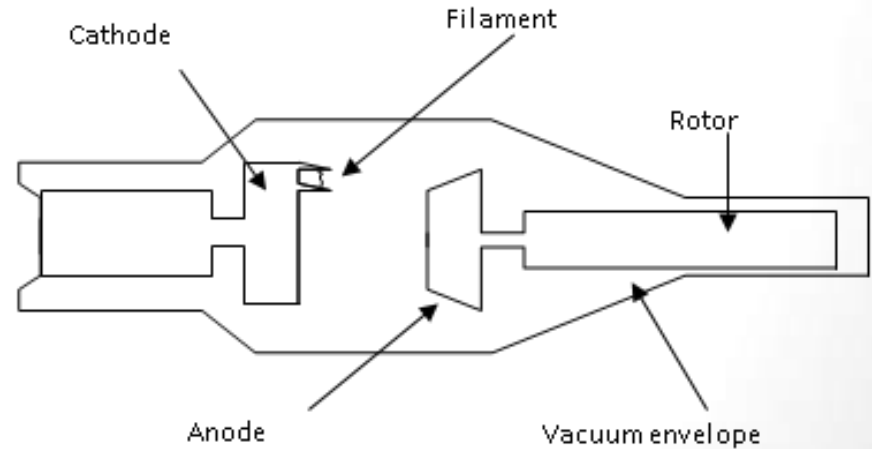
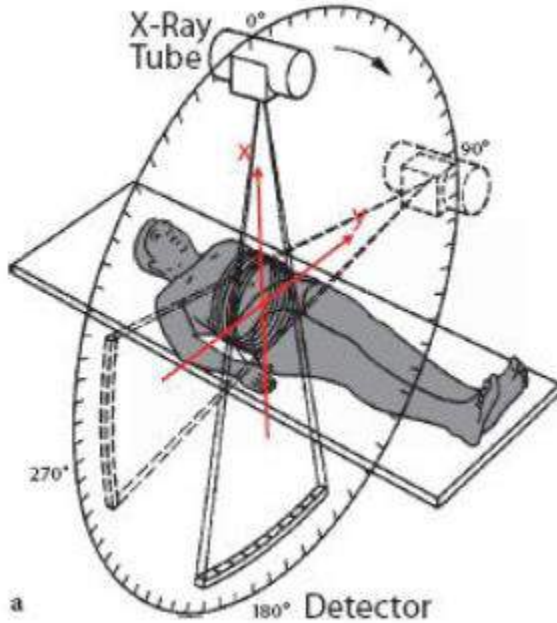
Tüpler için gerekli olan güç, **Yüksek Gerilim Jeneratörü** tarafından sağlanmaktadır. Tüplerin voltaj değerleri **80-150kV** arasında değişmekte, akım değerleri ise, sabit anotlu tüpler için **33mA(4-5kW)**, döner anotlu tüpler için ise 600mA(100kW) civarındadır.



# Bilgisayarlı Tomografi Ana Bölümleri

## X-Işın Tüpü

Döner anotlu, darbe tipi tüpler **360 derecelik** bir tam tarama yapmak için **1-6 mili saniye süreli 300 veya daha fazla sayıda** ateşleme yapar. Her bir ateşlemede üretilen X-ışını vücuttan geçerek detektörler tarafından algılanır ve detektörlerin çıkışından bir **izdüşümü bilgisi (projection)** elde edilir.



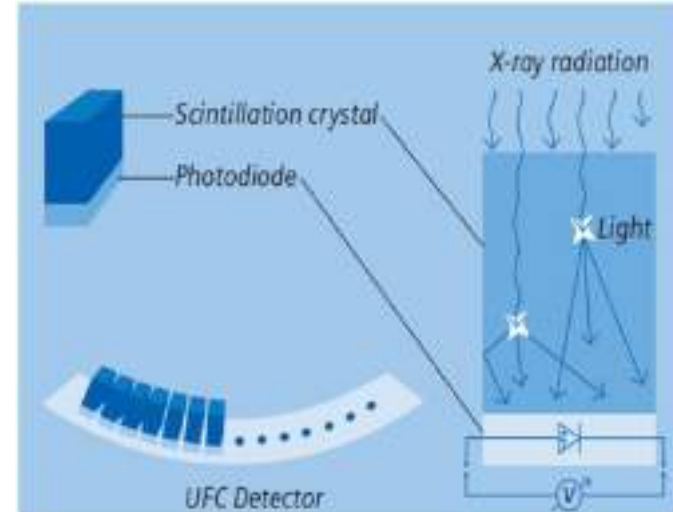
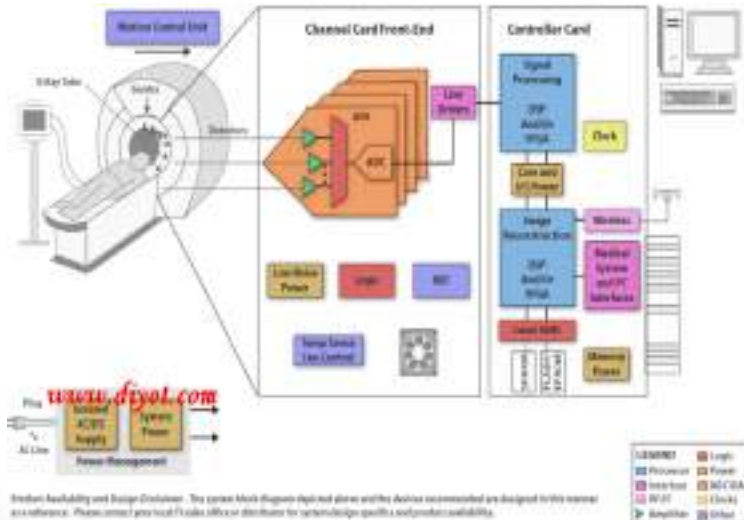
# Bilgisayarlı Tomografi Ana Bölümleri

## Detektörler

Detektörlerin görevi, üzerine düşen **X ışınının şiddetini algılayarak elektriksel sinyale** çevirmektir. Bu maksatla çeşitli detektörler kullanılmış olup, bunları **üç grupta** toplamak mümkündür.

### Sintilasyon (scintillation) dedektörler

Sodyum Iodide (NAI), Kalsiyum Florid (CaF), Bizmut Germanit (BGO), Sezyum Iodide (CsI) gibi **kristal yapılar üzerine düşen X-ışın fotonları ışık üretirler**. Bu ışık bir foto çarpıcı tüpe uygulandığında yükseltilmiş elektriksel sinyal elde edilir.



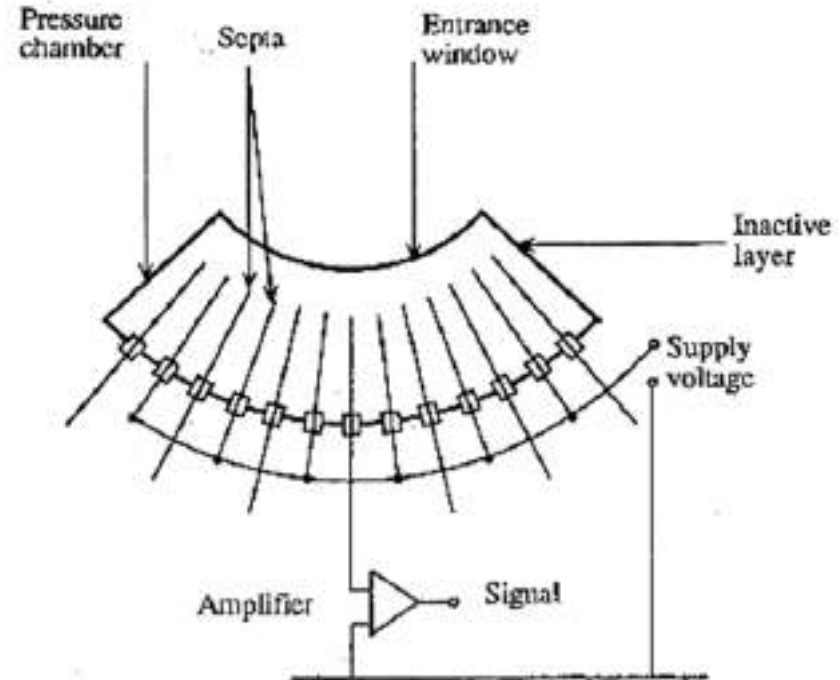
# Bilgisayarlı Tomografi Ana Bölümleri

## Detektörler

### Gaz Detektörler

Bu tip detektörlerde kullanılan Xenon gazı 20 atmosfer basınçta sıkıştırılmış olup üzerine X-ışını düşünce **bu gaz iyonize olur ve elektriksel sinyal** üretir.

Bu detektörlerin durağanlıkları ve geniş bir dinamik aralığa sahip olma yönleri öne çıkar. Ancak, etkinlikleri yarı iletken detektörlere nazaran düşüktür.



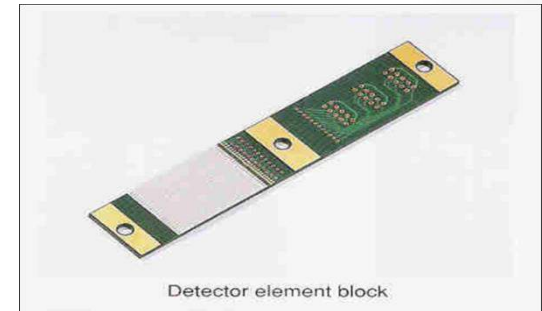


# Bilgisayarlı Tomografi Ana Bölümleri

## Yarı iletken dedektörler

**Yarı iletken teknolojiyle** imal edilmiş olan dedektörler, **üzerine düşen X-ışınına elektriksel sinyale çevirirler.** Bu tip dedektörler aşağıdaki özellikleri sağlamalıdır:

- X-ışınına tespit etme özelliği yüksek olmalıdır.
- X-ışınına geniş bir aralıkta doğrusal tepki gösterebilmelidir.
- Çok kısa bir zamanda üzerine düşen X-ışını şiddetini elektriksel sinyale çevirebilmeli ve X-ışını -biter bitmez sinyal kesilmelidir.
- Uzun ömürlü ve kararlı olmalıdır.
- Çok kanallı dedektörlerin arasındaki hassas olmayan bölgeler çok küçük olmalıdır.
- Dedektörlerin çıkışındaki analog sinyaller yükseltilecek sayısal hale dönüştürülecek kadar büyük olmalıdır.





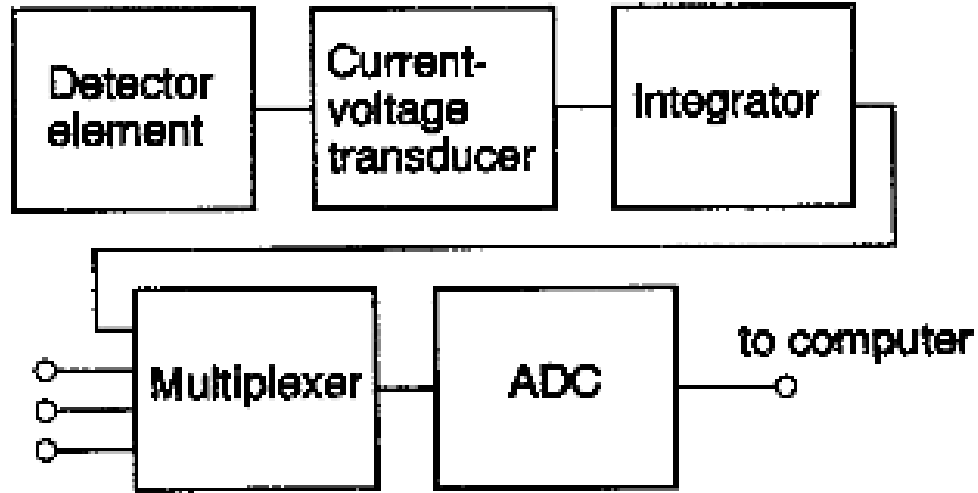
# Bilgisayarlı Tomografi Ana Bölümleri

Yarı iletken dedektörler



# Bilgisayarlı Tomografi Ana Bölümleri

## Veri Toplama Sistemi (Data Acquisition System)

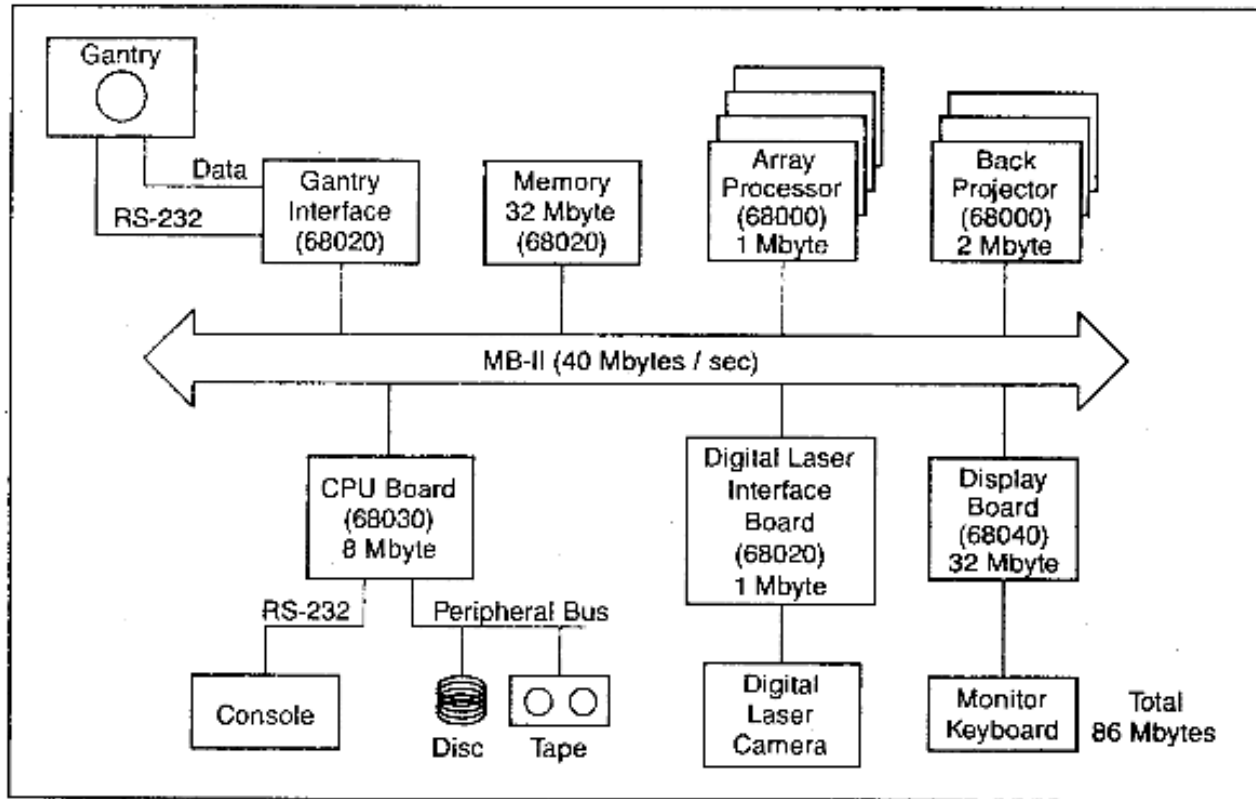


Veri toplama (data acquisition) sistemi Gantry'deki **her bir detektörden üretilen elektriksel sinyali bilgisayarda işlenmek üzere sayısal birer değere dönüştüren** sistemdir.

# Bilgisayarlı Tomografi Ana Bölümleri

## Bilgisayar sistemi

Bilgi toplama sisteminden gelen ham bilgileri işleyerek görüntünün oluşturulduğu ve işlenmiş bilgi ve görüntülerinin gerek kullanıcılara gösterildiği gerekse disk veya disketlere aktarılarak saklanmasını sağlayan birimdir.



# Bilgisayarlı Tomografi Ana Bölümleri

## Hasta konumlandırma sistemi (Hasta Masası)

Hasta konumlandırma sisteminin görevi, **hastanın kolay ve emniyetli bir şekilde tarama alanı içine yerleştirilmesini sağlamaktır**. Bütün masa hareketlerini (ileri-geri, aşağı-yukarı) **mm. hassasiyetinde** elle veya bilgisayar kontrollü olarak yapmak mümkündür. Herhangi bir tehlike anında sistemin durdurulması için acil durdurma imkanı mevcuttur.



# Bilgisayarlı Tomografi Nesilleri

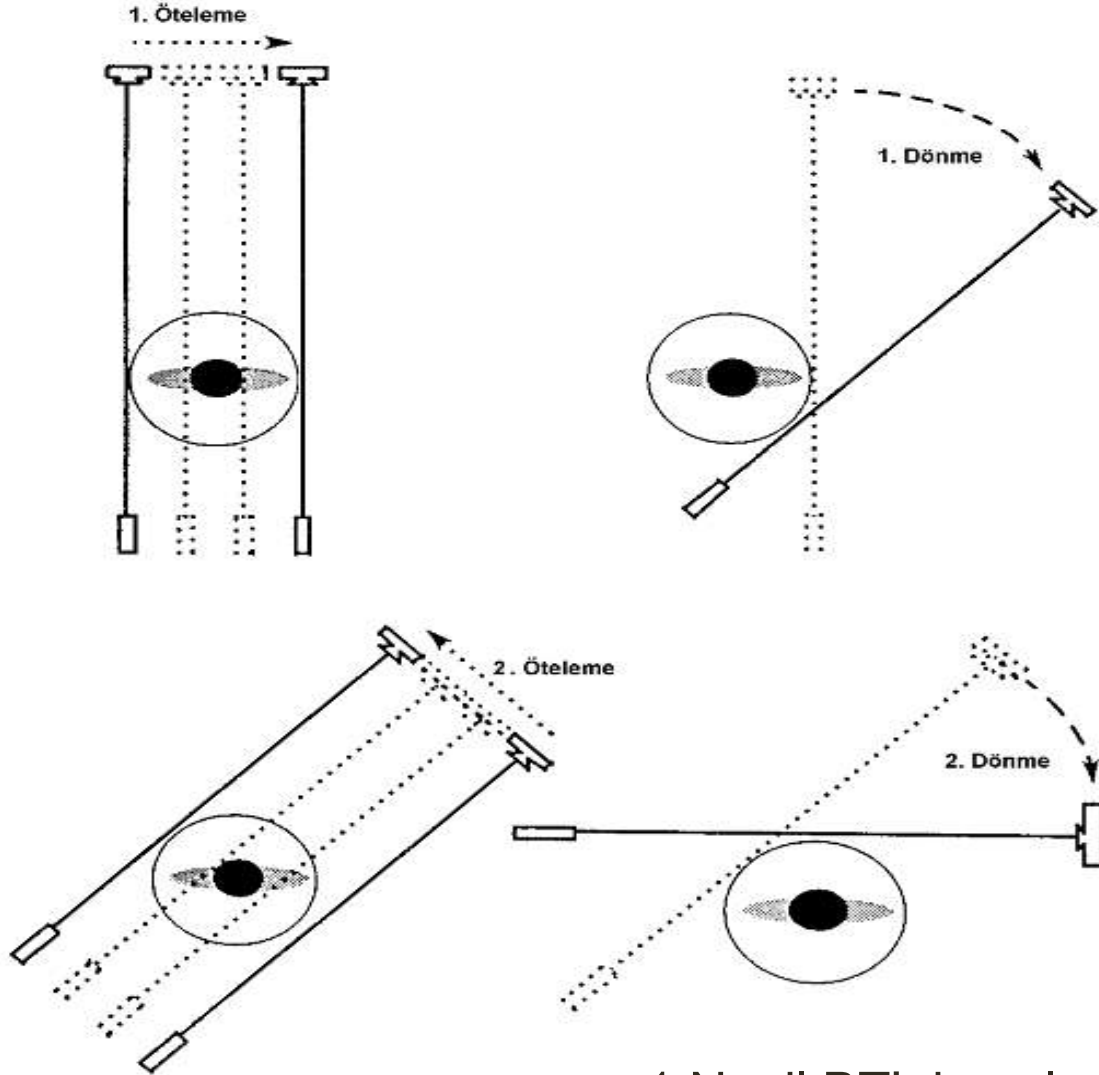
## 1. Nesil Bilgisayarlı Tomografiler

1971 yılında geliştirilen 1. Nesil sistemler artık **günümüzde mevcut olmayıp yalnızca kafa incelemeleri için** kullanılmıştır. Bu sistemlerin genel özelliklerini şu şekilde sıralamak mümkündür.

- Kesit almak maksadıyla yalnız bir detektör kullanılmıştır.
- X-ışın tüpü sürekli X-ışını üreten türdendir.
- 1 derecelik X-ışın demetine sahip olan tüp **kalem tipi X-ışını** üretmektedir.
- Çok küçük, **kalem tipi X-ışını kullanıldığından birçok dönme ve doğrusal hareket gerekmektedir.**
- Bir kesit görüntü elde edilebilmesi için oldukça uzun bir zamana ihtiyaç **vardır(5 dakika).**
- Her bir doğrusal harekette izdüşüm için gerekli bilgiler toplanır.
- Her bir dönme hareketinde bir paralel izdüşüm elde edilir. Bir tarama (görüntü) için **180 dönme hareketi** yapılır.

# Bilgisayarlı Tomografi Nesilleri

## 1. Nesil Bilgisayarlı Tomografiler



1. Nesil BT'nin çalışma prensibi

# Bilgisayarlı Tomografi Nesilleri

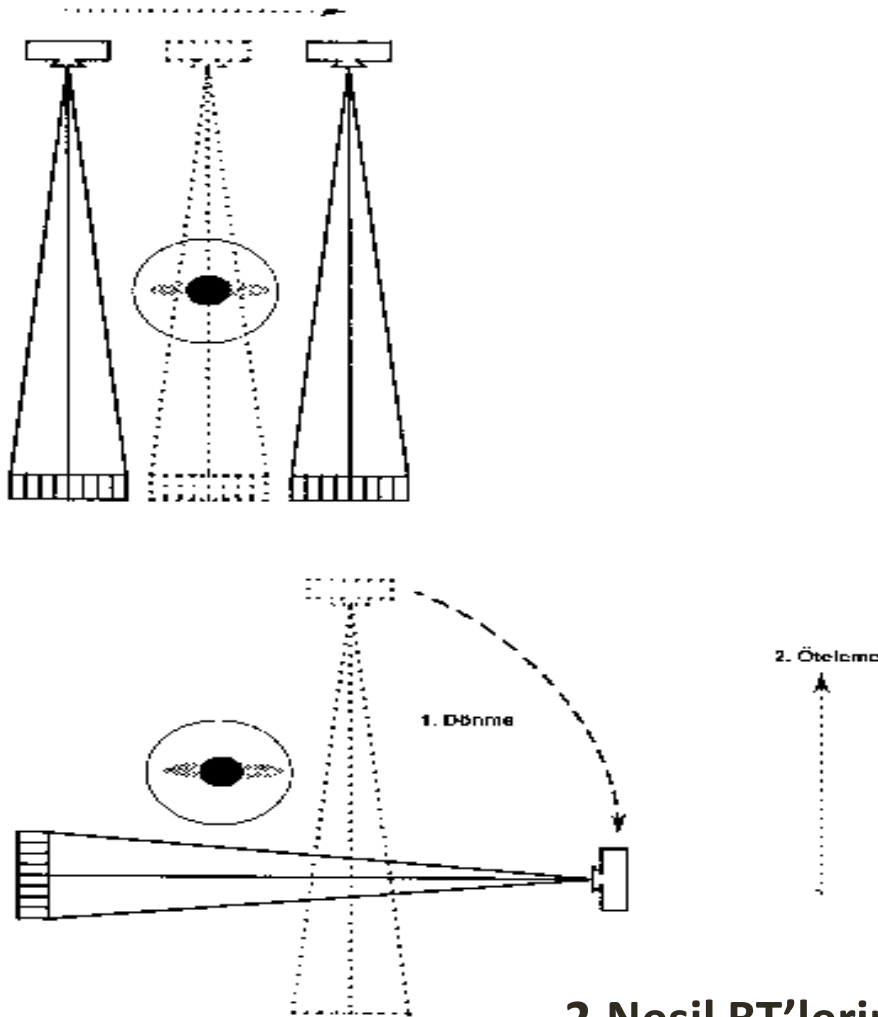
## 2. Nesil Bilgisayarlı Tomografiler

- **5-12 derecelik küçük, yelpaze tip X-ışın demetine** sahiptir.
- Bir dilim görüntünün elde edilebilmesi için **birden çok detektör kullanılmıştır.**
- Daha geniş bir X-ışın demetine sahip olduğundan birinci nesil BT'lere göre **daha az sayıda dönme hareketine** ihtiyaç duyulmaktadır.
- Sürekli radyasyon veren X-ışın tüpü kullanılmıştır.
- X-ışın tüpünün ateşleme süresi **20 ile 60 saniye** arasında değişmektedir.
- Bir doğrusal hareket boyunca birçok izdüşüm elde edilir. Demet genişliği büyük olduğundan daha az sayıda zaman alıcı doğrusal harekete ihtiyaç vardır.
- Her bir izdüşüm sırasında toplanan bilgi miktarı doğrusal hareket esnasındaki örnekleme sayısına bağlıdır.



# Bilgisayarlı Tomografi Nesilleri

## 2. Nesil Bilgisayarlı Tomografiler



2.Nesil BT'lerin çalışma prensibi

# Bilgisayarlı Tomografi Nesilleri

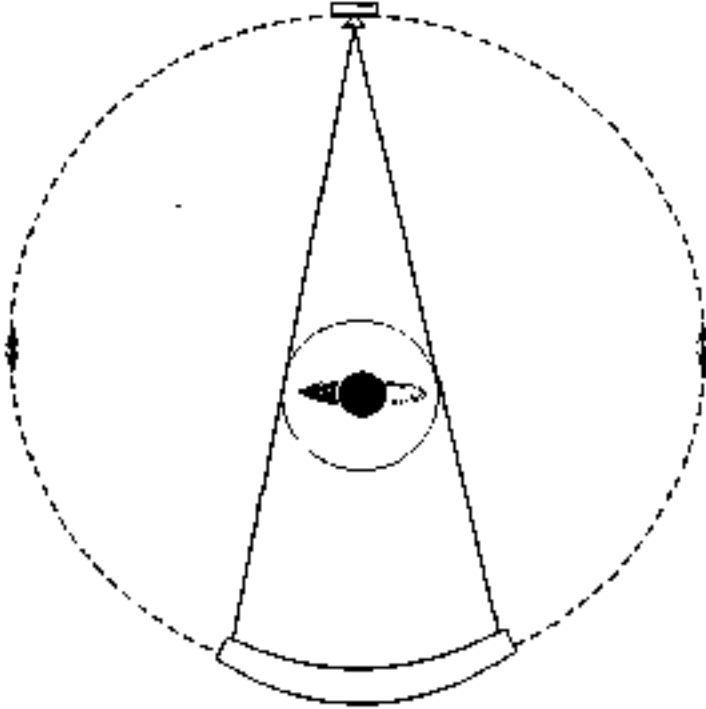
## 3. Nesil Bilgisayarlı Tomografiler

1977 yılında kullanıma giren 3. Nesil cihazların genel özelliklerini aşağıdaki gibi sıralamak mümkündür.

- X-ışın tüpü 42 derecelik yelpaze tipi demete sahiptir.
- Çok sayıda detektör bütün yelpaze demeti kapsayacak biçimde yerleştirilmiştir. Muz biçiminde düzenlenen detektörlerin sayısı sistemden sisteme farklılıklar göstermektedir (380-768 adet).
- Genellikle darbe tipi, bazen de sürekli tip radyasyon üreten X-ışın tüpü kullanılmaktadır. 0.7-14 saniye arasında değişen kısa ateşlemeler kullanılmaktadır.
- Doğrusal harekete ihtiyaç olmayıp yalnızca dönme hareketi gerekli olduğundan işlem hızı yüksektir. Dönme 240 veya 360 derecelik değişik açılarda olabilmektedir.
- Bir izdüşümde detektör sayısı kadar bilgi elde edilir. İzdüşüm sayısı, her bir taramadaki bilgi sayısına bağlıdır.

# Bilgisayarlı Tomografi Nesilleri

## 3. Nesil Bilgisayarlı Tomografiler



3.Nesil BT'nin çalışma prensibi

# Bilgisayarlı Tomografi Nesilleri

## 4. Nesil Bilgisayarlı Tomografiler

4. Nesil sistemler günümüzde halen kullanılmakta olup, bu sistemlerin özelliklerini aşağıdaki gibi sıralamak mümkündür:

- Geniş **yelpaze şeklinde X-ışın demetine** sahiptir.
- Detektör **dizisi tarama alanı etrafında, sabit vaziyettedir. Tüp, detektörlerin içinde döner.**
- Detektör **sayısı 424 ile 2400 arasında değişmektedir.**
- Sürekli radyasyon yayan X-ışın tüpü kullanılmaktadır.
- Yalnızca **dönme hareketi gerekli olduğundan tarama zamanı oldukça kısadır (1-12 saniye).**
- Bir izdüşüm, yelpaze demetinin içine giren detektörlerden elde edilen bilgilerden oluşur.
- Yelpaze demeti, doğrudan hesaplama maksadıyla kullanılamaz. Kaynak yelpaze demeti, ters detektör demeti haline çevrilir.

# Bilgisayarlı Tomografi Nesilleri



## 5. Nesil Bilgisayarlı Tomografiler

### Spiral(Helik) BT



Günümüzde yaygın olarak kullanılan bir BT türüdür.

3. nesil BT'de tüp ve detektör bloğu 360° saat yönü veya tersi yönde dönerken, bu tür BT'lerde tüp ve detektör bloğu birlikte sürekli dönmektedir.

Tüpe uygulanan yüksek gerilim ve detektörlerden alınan bilgiler, motorlardakine benzer şekilde dönen kısma(slip ring) temas eden fırçalar yardımıyla iletilmektedir.

Burada masa, **tüpün dönmesi ile senkron bir biçimde gantry içine ilerlemekte** ve çok kısa sürede hastadan bir çok kesit alınabilmektedir.

# Bilgisayarlı Tomografi Nesilleri

## 5. Nesil Bilgisayarlı Tomografiler



Slip Ring Teknolojisi

# Bilgisayarlı Tomografinin Kullanım Alanları

Genel olarak BT, kafa, boyun, göğüs, karın, pelvis ve vücudun diğer uzantılarının incelenmesi maksadıyla kullanılır. İncelenen bölgedeki anormallikleri daha iyi görebilmek maksadıyla bazı durumlarda **Baryum ve Dimeglumine Diatrizoate** içeren kontrast maddeler kullanılmaktadır.

**Ödev: BT'de kullanılan kontrast maddeler nelerdir? Kullanım özelliklerini, vücuda etkilerini araştırınız.**

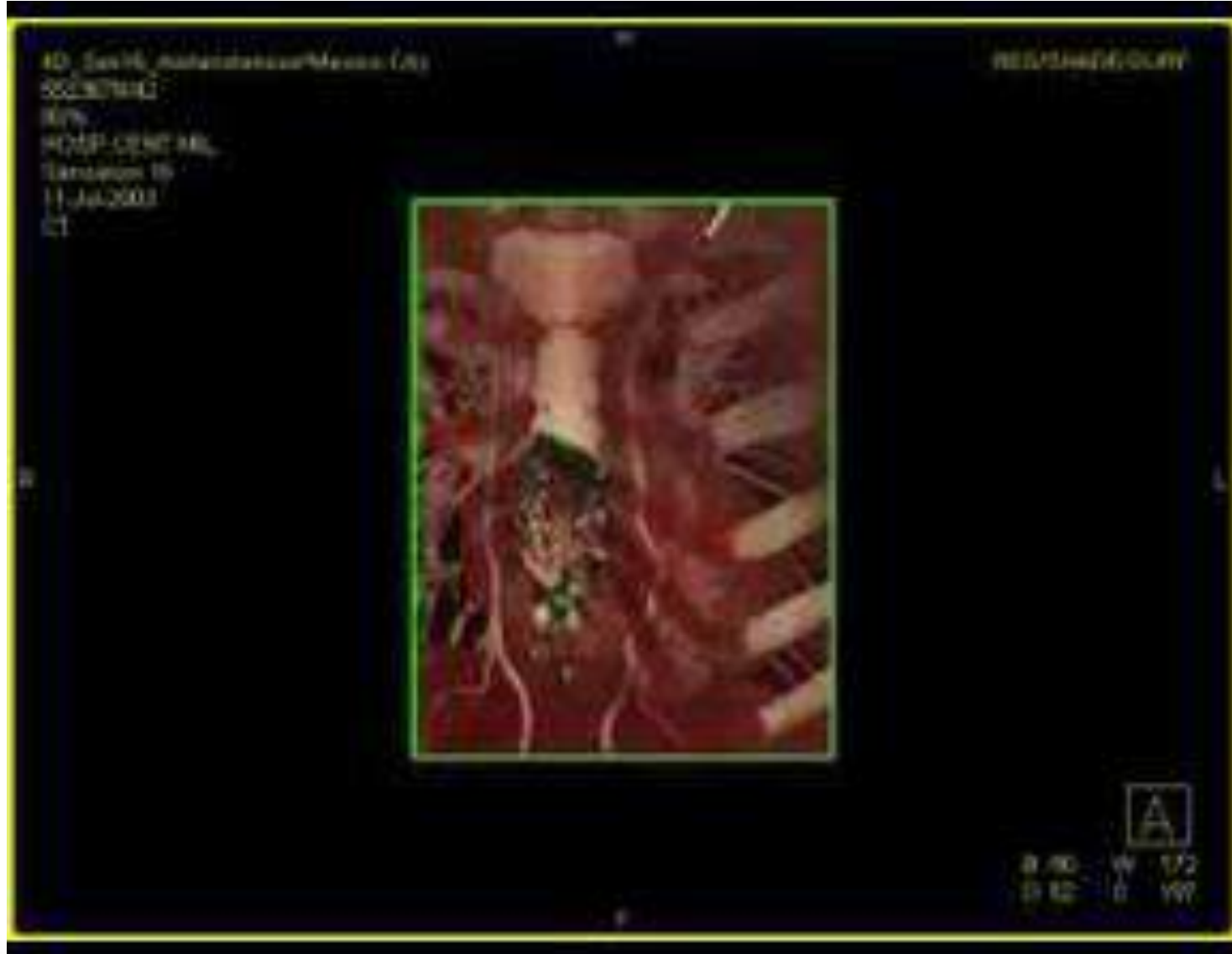


# Tomografinin Kullanım Alanları

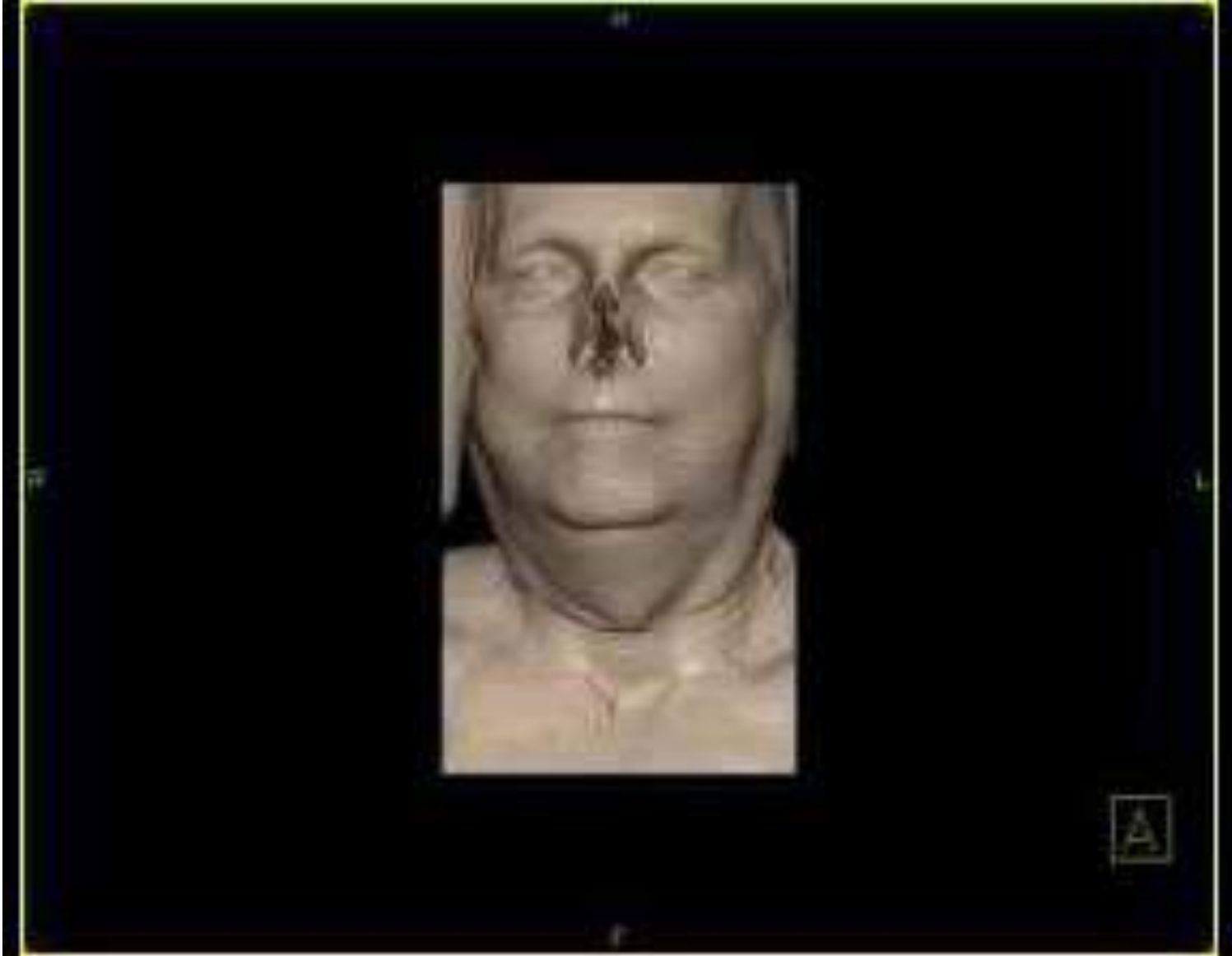
1979 yılında “Society for Body ComputedTomography”; “American Journal of Roentgenology” de BT incelemesi yapılması gereken bölümler ve hastalıklar için yeni kurallar yayınlanmıştır. Bunları konu başlıkları olarak aşağıdaki şekilde özetlemek mümkündür:

- Dalak
- Pankreas
- Böbrekler ve adrenaller
- Karaciğer ve safra sistemi
- Safra kesesi
- Retroperitoneum
- Omurga
- Pelvis
- Kollar ve bacaklar
- Göğüs bölgesi
- Kafa ve beyin incelemeleri
- Kalp ve kardiyolojik tetkikler
- Lymphoma

# Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleri



# Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleri



# **Tıbbi Görüntüleme Sistemlerinin Temelleri Dersi**

## **Ultrasonografik Görüntüleme Sistemleri**

**Elekt.Yük.Müh. Doğan D.DEMİRGÜNEŞ  
Biyomedikal Mühendislik Merkezi**

**E-posta: [ddemirgunes@gmail.com](mailto:ddemirgunes@gmail.com)  
Tel:312-304 25 11**

# İçerik

- Giriş ve tanımlar
- Ultrasonografi Nedir?
- Ultrasonun Tarihsel Gelişimi
- Ses ve Ultrason Dalgaları Fiziği
- Ultrasonografiye Genel Bakış
- Ultrasonografi Cihazları Genel Blok Şeması
- Ultrasonografi Cihazları Parçaları ve Problar
- Ultrasonografi Cihazları Çalışma Prensibi
- Ultrasonografide Görüntüleme Modları
- Ekokardiyografi ve Renkli Akış Görüntüleme
- Doppler Etkisi ve Doppler Görüntüleme
- Ultrasonografinin Avantaj ve Dezavantajları

# Giriş ve Tanımlar



**Ultrasonografi cihazları**

# Giriş ve Tanımlar

## Ultrasonografi

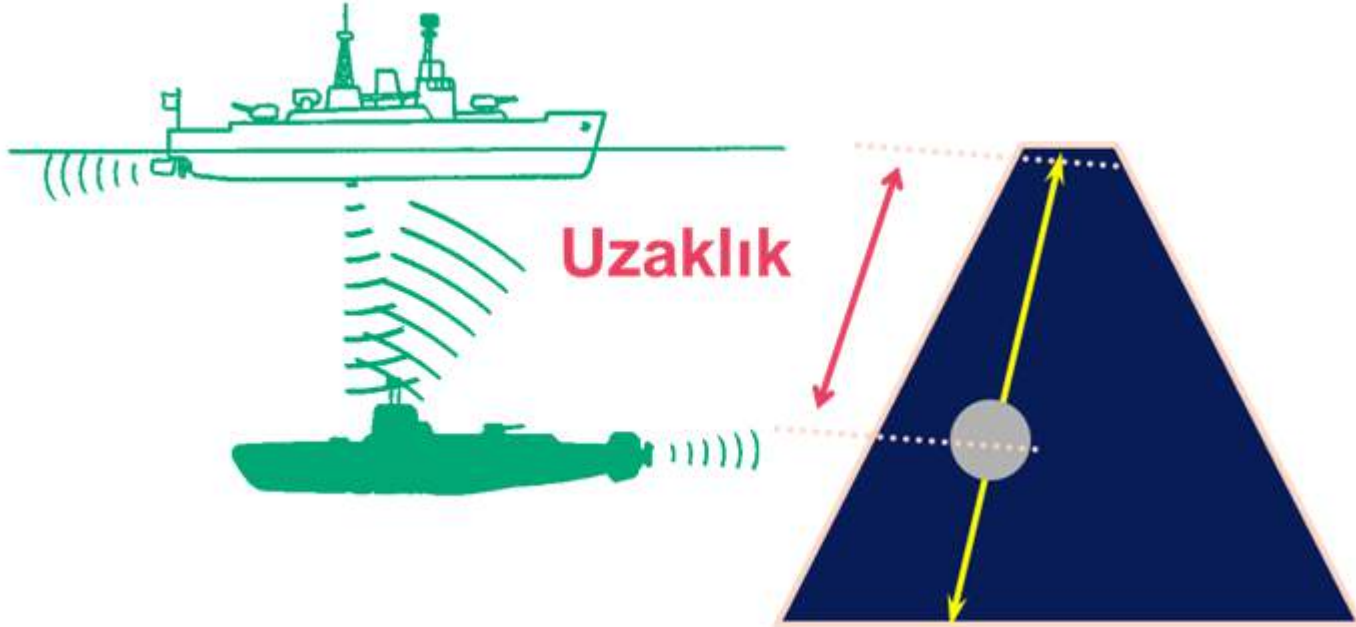
Ultrasonografi, vücut içindeki boşluklara **çok yüksek frekanslı ses dalgaları** göndererek etraftaki dokulardan yansıyan **ses ekolarını (yankıları)** saptama **esasına** dayanan bir tıbbi görüntüleme yöntemidir.

Ultra	Sound (Sono)	Graphy	Ultrasonografi
Çok yüksek / yüksek	Ses	Görüntüleme	Yüksek frekanslı ses dalgaları kullanılarak yapılan tıbbi görüntüleme yöntemi



# Ultrasonografi Nedir?

Ultrasonun temelini darbe-yansıma (pulse-echo) prensibi oluşturur. Bir ultrason darbesi gönderilir ve hedeften yansıyarak gelen eko geri alınır. Geri alınan ekodan, gözle görülmeyen hedefle ilgili istenen bilgiler çıkarılabilir.



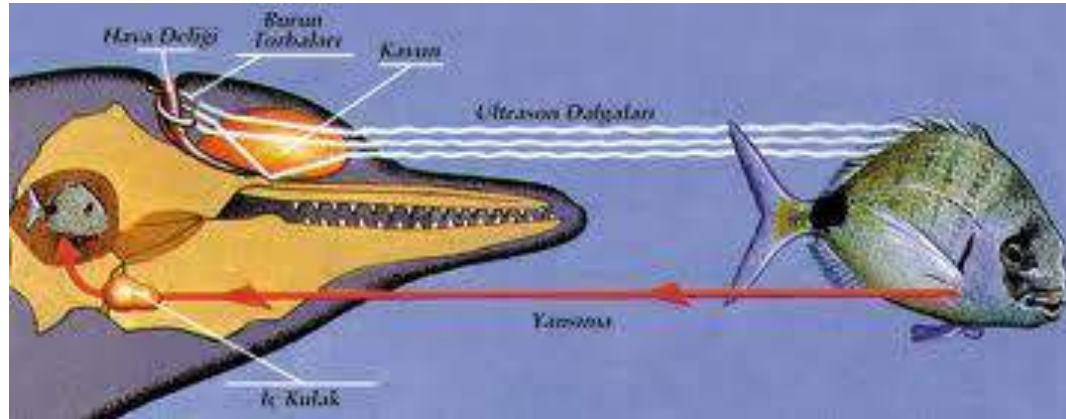
$$\text{Uzaklık} = \text{Zaman gecikmesi} \times \text{Sesin Ortamdaki Hızı}$$

# Ultrasonografi Nedir?

Bu sistemi kullanan hayvanlar içerisinde en çok bilinenleri **yarasalar ve yunus balıklarıdır**. Bu hayvanlar incelenerek geliştirilen **sonar ve radarlarda amaç gözle görülmeyen nesnelere belirlemek, sınıflandırmak ve izlemektir**.

Özellikle **yumuşak doku ve parankimal\*** organların incelenmesinde temel tanı yöntemidir.

Vücutta kullanıldığı bölgeye göre; **Abdominal, Kranial, Kalça, Pelvik ve Spinal** ultrasonografi şeklinde isimlendirilebilir.



# Tanımlar

**Ekojen:** kelime anlamıyla **yankı veren** demektir. Ultrasonografide de **ses yansıtıyor** anlamına gelir.

**İzoekojen:** Sesi **aynı derecede yansıtan** anlamına gelir.

**Hiperekojen:** Karşılaştırılan dokuya göre **daha ekojen** yani daha parlak veya beyaz anlamına gelir.

**Hipoekojen:** Karşılaştırılan dokuya göre **daha az ekojen**, yani daha koyu anlamına gelir.



# Ultrasonografinin Tarihi Gelişimi

1794, Lazzaro Spallanzani adlı bir İtalyan biyolog yarasaların ses dalgalarıyla yollarını bulduğunu keşfetmiştir.

1880, Pierre ve Jacques Curie kardeşler Fransa'da piezoelektrik kristallerin üzerine gerilim uygulanınca yüksek frekanslarda titreştiklerini keşfetmiştir.

1914, Reginald Fessenden (ABD), tarafından denizlerin derinlerinin taranması amacıyla ultrason dalgalarının gönderilmesi ve geri alınması prensibiyle çalışan bir araç üretildi.

1940, Dr. William Fry ve Dr. Russell Meyers tarafından ABD'de ultrason dalgaları beyin ameliyatlarında kullanılmaya başlandı.

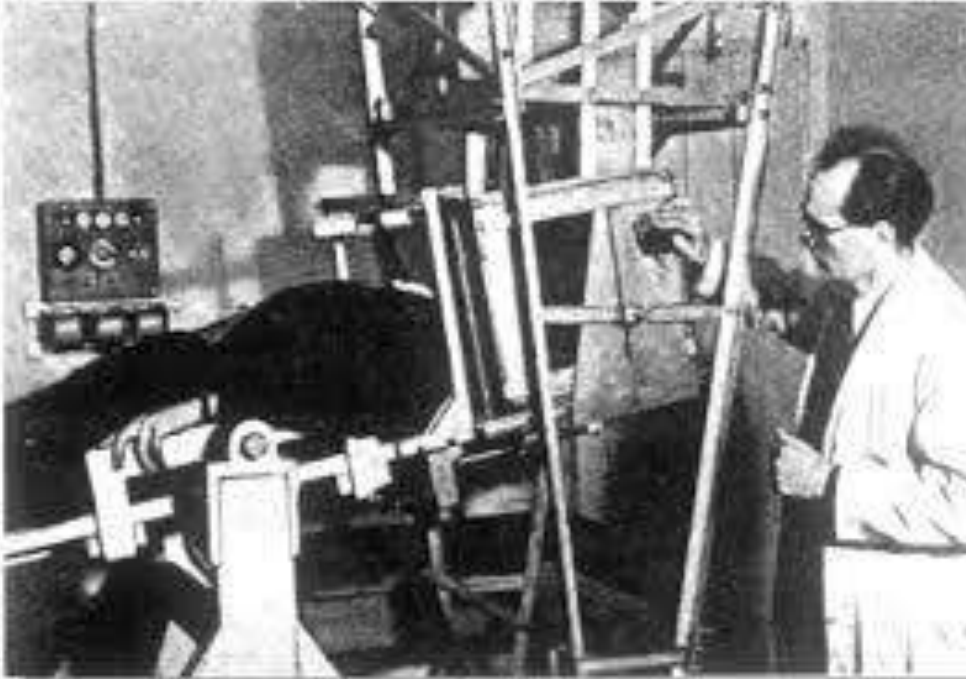


Professor William Fry

# Ultrasonografinin Tarihi Gelişimi

1942, Dr.Karl Theo Dussik ve fizikçi kardeşi Friederich Dussik, (Avusturya'da) **ilk ultrason prototipini üretti** ve hastalarda kullandı.

Dussik kardeşlerin tasarımında; ultrason dalgası üreten kısım hastanın vücudunun bir tarafında, dalgaları alan kısım ise tam karşı tarafta bulunuyordu. Böylece dokulardan geçen ultrason dalgaları karşı tarafta tekrar elde edilerek oluşan potansiyel farklılıklarının **ısıya duyarlı bir kağıt üzerinde grafik izdüşümü** çıkarılmaktaydı.

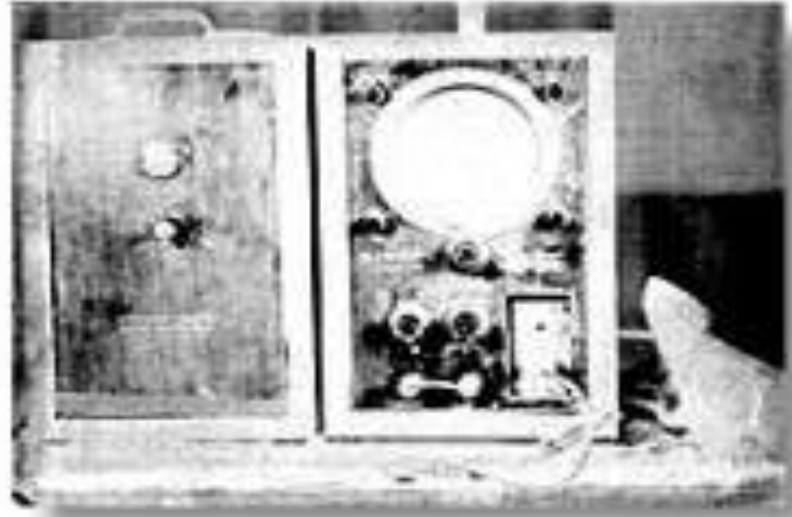


Dr. Karl Theo Dussik

# Ultrasonografinin Tarihi Gelişimi

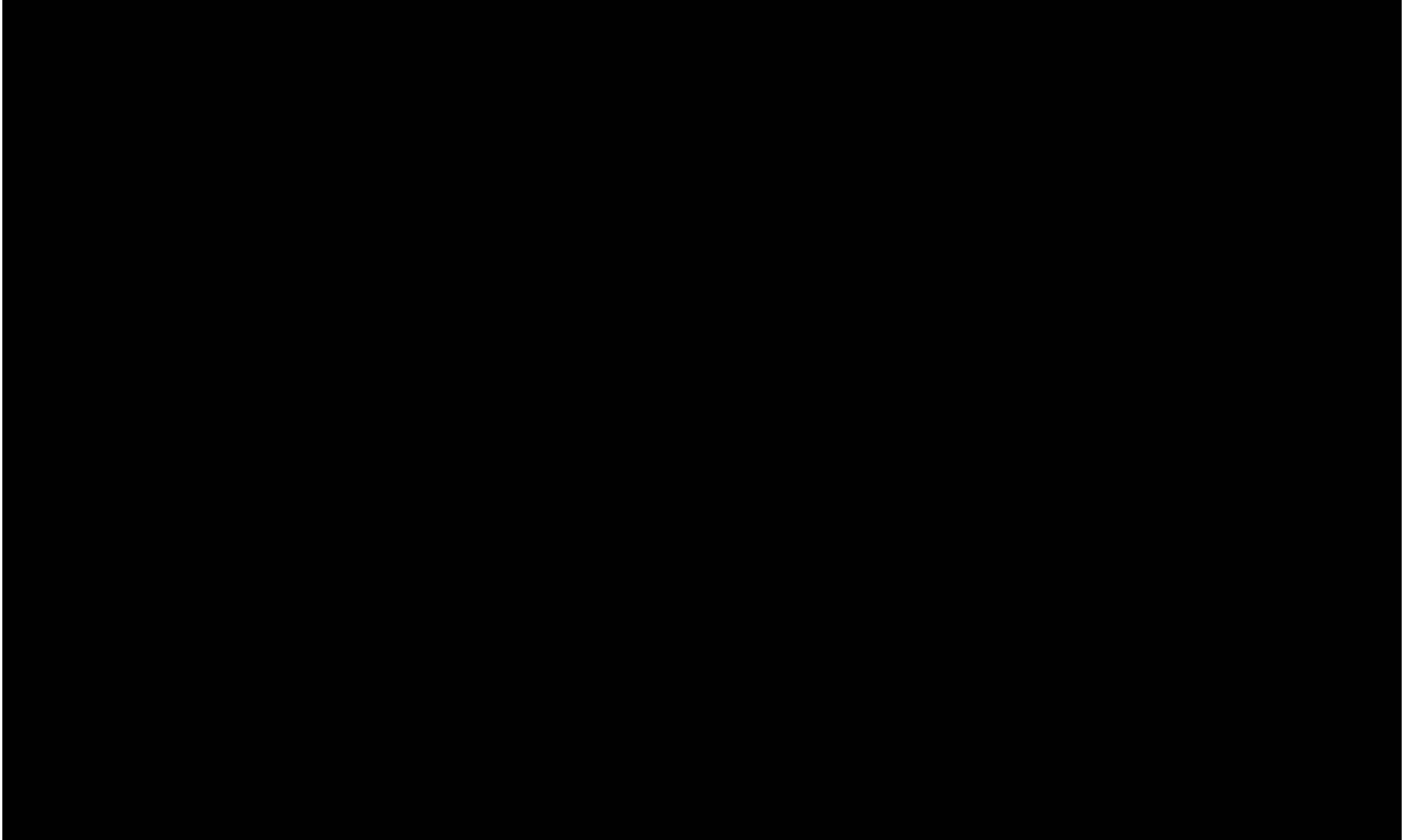
1947, George Ludwig, “A Modu” görüntüleme yöntemi kullanan ultrason ile hayvanlar üzerinde görüntüleme yapmayı başardı. İlk ticari ultrason cihazının üretimini yaptı.

Ludwig tarafından yapılan çalışmalar ve sonradan üretilen araç ile günümüzdeki teknolojinin temelleri atıldı.



Ludwig's A-mode apparatus  
in his gallstone experiments

# Ultrasonografinin Tarihi Gelişimi





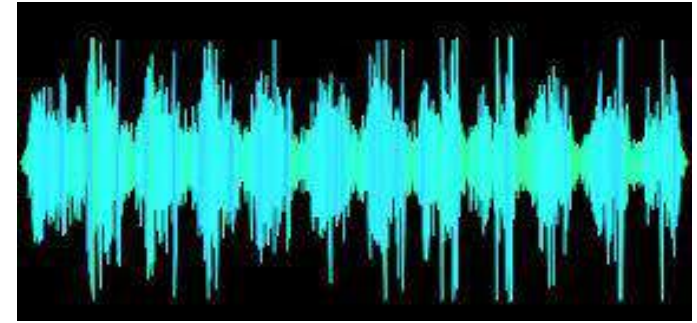
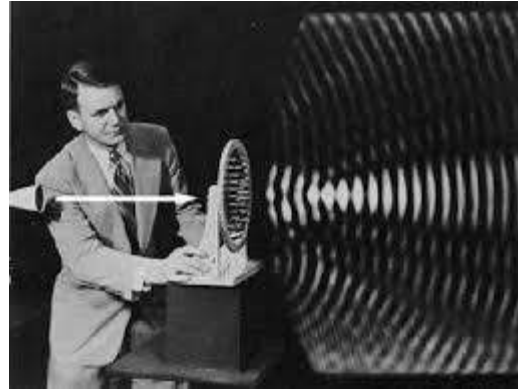
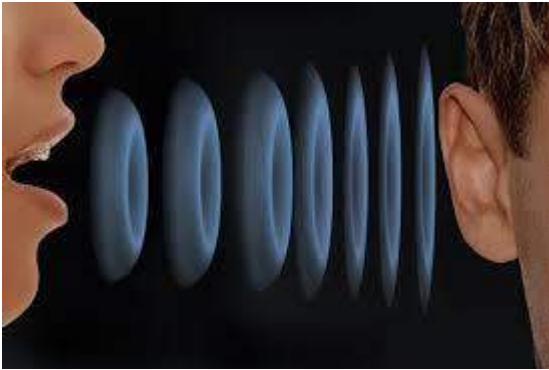
# Ses Nedir?

Ses, atmosferde canluların işitme organları tarafından algılanabilen **periyodik basınç değişim**leridir.

**Fiziksel boyutta ses**, katı, sıvı veya gaz ortamlarda oluşan mekanik bir değişim veya dzensizliktir.

Bir maddedeki **moleküllerin titreşmesi** sonucunda oluşur. Ses; konuşmanın temel ögesi ve kulağın duyabileceği bir enerji türüdür.

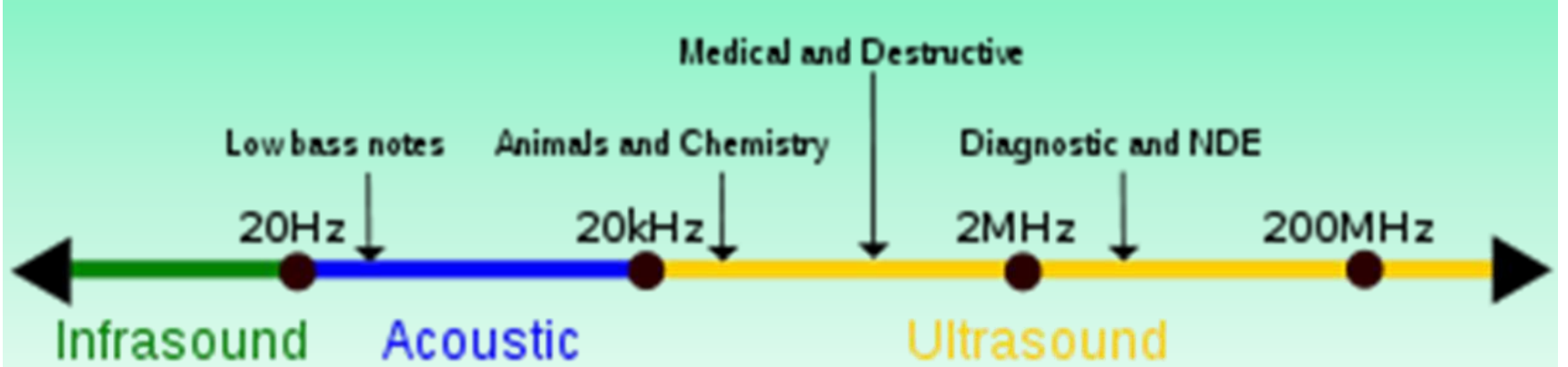
Ses şiddetine **gürlük** denir. **Desibel(db)** ile ölçölür.



# Ses Spektrumu

20 Hz'den küçük frekanslı ses dalgalarına **infrases**, 20.000 Hz den büyük frekanslı ses dalgalarına ise **ultrases** denir.

Ses dalgalarının yayılabilmesi için **yoğun bir ortam** gerekmektedir. Sesi oluşturan basınç değişimleri **değişimleri boşlukta iletilemez**.

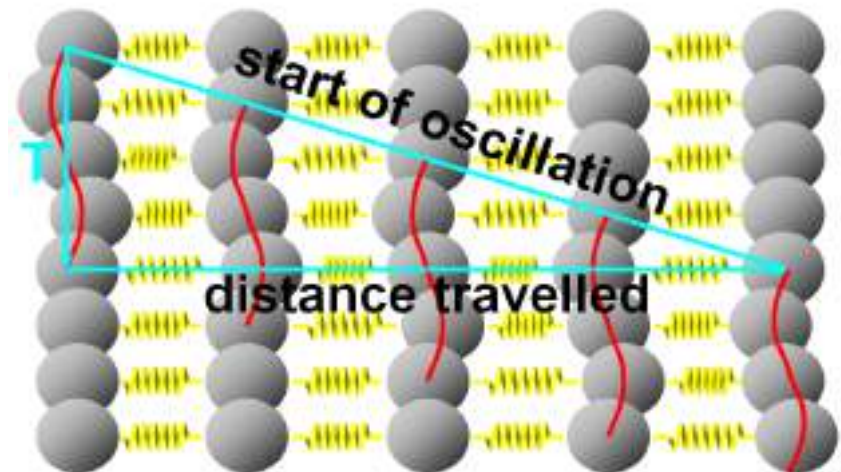


# Ses Spektrumu

## Spectrum of sound

<u>Frequency range</u> Hz	Description	Example
0 - 20	Infrasound	Earth quake
20 - 20.000	Audible sound	Speech, music
> 20.000	Ultrasound	Bat, Quartz crystal

- Yarasa: 2-110 kHz
- Yunus: 0,2-150 kHz
- Balina: 10-75 kHz
- Fare: 200 Hz - 80 kHz
- Horoz: 125 Hz-2 kHz

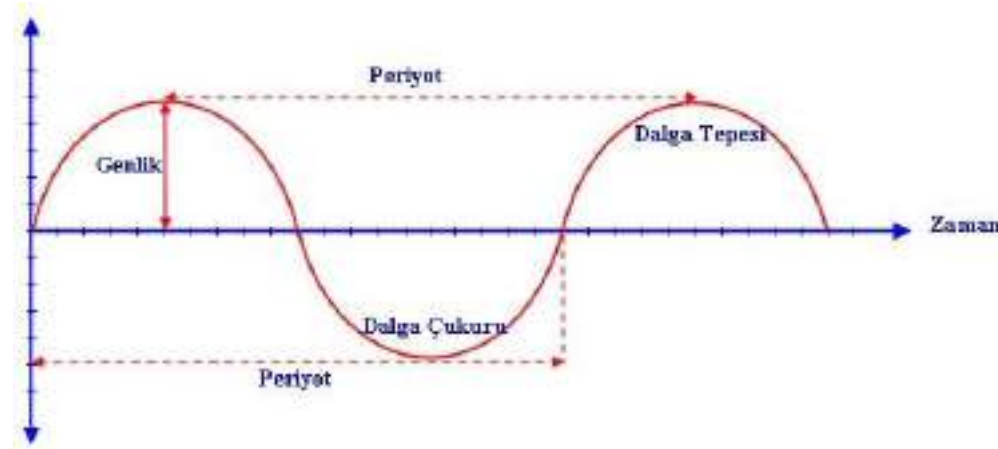


# Ses ve Ultrason Dalgaları Fiziği

**Periyot:** Dalganın sıfırdan başlayıp pozitif dalgayı ve negatif dalgayı oluşturduktan sonra tekrar sıfıra yani başlangıç noktasına gelmesine **döngü** adı verilir. Bir döngünün oluşması için gereken süreye bir **periyotluk** zaman denir. Dalganın periyodu **T harfi ile** gösterilmektedir. Birimi ise **saniyedir**.

**Frekans:** (ses, akım vb. için) birim zamandaki **titreşim sayısı**, **titreşim sıklığı** veya **devirli bir olayın saniyedeki devir sayısına** verilen isimdir.

**Ses dalganın frekansı**  $f = 1/T$  ile hesaplanır. Frekans birimi **Hz (1/sn)** olarak ifade edilir.



# Ses ve Ultrason Dalgaları Fiziği

**Dalga Boyu:** Dalganın boyu frekansa bağılı olarak değişebilmektedir. Dalga boyu **birimi metre** olup  $\lambda$  harfi ile gösterilir.

$\lambda=c/f$  formülünden bulunmaktadır.

**c:** Dalganın ortamdaki yayılma hızı

**Hız:** Dalganın hızı **c veya  $V=f \times \lambda$**  denkleminde bulunur.

Ultrasonik frekanslarda belli bir ortamdaki ses hızı sabit olduğu için **Hız = Frekans x Dalga boyu** denklemine göre **frekans artıkça sesin dalga boyu kısalmaktadır.**

Aradaki ilişki ters orantılı olduğu için **yumuşak dokuda** ses frekansı **1,5 MHz'den 3 MHz'e** çıkınca dalga boyu da **1mm'den 0,5mm'ye** düşer.

# Ses ve Ultrason Dalgaları Fiziği

İnsan vücudunda sesin yayılma hızı dokudan dokuya değişir.

Farklı doku gruplarında sesin yayılma hızı farklı olmasına rağmen, hesaplamalarda; sesin vücuttaki yayılma hızı ortalama olarak 1540 m/sn kabul edilir. Kemik hariç tüm vücut dokuları sıvı gibi davranmakta ve sesi yaklaşık olarak aynı hızda iletmektedir.

<u>Madde</u>	<u>Yoğunluğu (gr/cm)</u>	<u>Ses hızı (m/sn)</u>
Hava	0.001	331
Yağ	0.93	1450
Su	1.0	1540
Yumuşak doku		1540
Beyin		1541
Karaciğer		1555
Böbrek		1565
Kas	1.01	1585
Kemik	1.06	4080
Alüminyum	1.85	6400

# Ses ve Ultrason Dalgaları Fiziği

**Örnek:** 2 MHz frekansındaki ultrason ses hüzmesinin insan vücudunda yayılırken dalga boyu kaç mm'dir?

A) 0.02

B) 0.55

C) 0.77

D) 2.0

E) 5.0

**Çözüm:** Dalga boyu  $\lambda = c / f$  formülünden hesaplanır.

Bu formülde;  $c$  ultrason dalgasının vücut içindeki hareket ettiği hızı,  $f$ , ise frekansı belirtir.

İnsan dokusunda ultrason dalgaları ortalama 1540 m/sn hızda ilerler. Frekans:  $2 \cdot 10^6$  Hz olduğuna göre dalga boyu;

=  $1540 \text{ m/sn.} / 2 \cdot 10^6 \text{ (1/sn.)} = 770 \times 10^{-6} \text{ m} = 0.77 \text{ mm}$  bulunur.



# Ses ve Ultrason Dalgaları Fiziği

- Dokularda sesin yayılma hızı, dokunun iki önemli parametresine bağlıdır.
- Bunlardan birincisi dokunun sertliği [(B), (Bulk modülus), (Stiffness)], ikincisi ise dokunun yoğunluğudur, (g).
- Burada B; sıkıştırılabilirliğin (k, compressibility) tersidir, çünkü çok sert maddeler çok az sıkıştırılabilirler.
- Sesin farklı ortamlardaki hızı dokunun sertliği ile doğru, dokunun sıkıştırılabilirlik ve yoğunluğu ile ters orantılıdır.

$$V = \sqrt{B / g}$$

$$V = \sqrt{1 / gk}$$

$V$ : Dokuda sesin yayılma hızı

$B$ : Dokunun sertliği

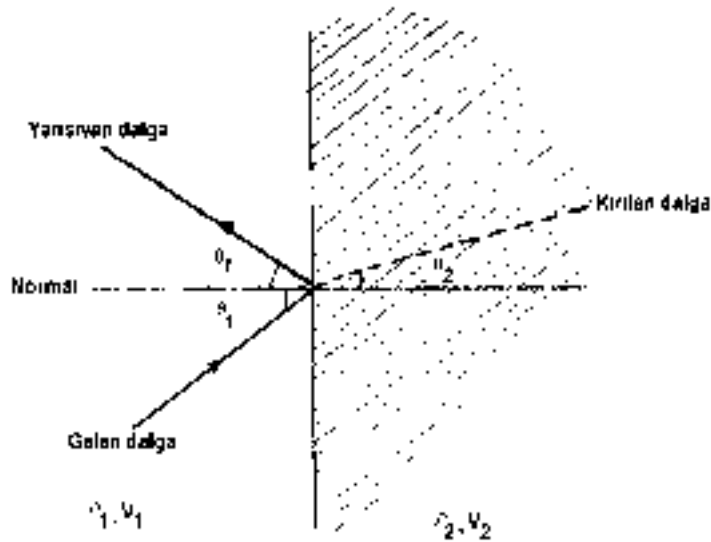
$g$ : Dokunun yoğunluğu

$k$ : Dokunun sıkıştırılabilirliği

# Ses ve Ultrason Dalgaları Fiziği

## Yansıma, Kırılma, Saçılma ve Zayıflama

Işığın yansıması ve kırılması ile ilgili kurallar seste de geçerlidir. Farklı yoğunluklardaki doku yüzeylerinden yansıyarak geri gelen ultrason dalgalarının algılanması ultrasonografinin temelini oluşturur. Yoğunluğu farklı bir doku ile karşılaşan ultrason dalgalarının kırılarak ikinci bir ortama geçmeleri optikteki Snell Yasasına uygun olarak gerçekleşir.



İki farklı ortam yüzeyinde yansıma ve kırılma

$$\frac{\sin\theta_1}{\sin\theta_2} = \frac{v_1}{v_2}$$

Bu formülde:

$\theta_1$  : Gelme açısı

$\theta_2$  : Kırılma açısı

$v_1$  : Ultrasonun birinci ortamdaki yayılma hızı

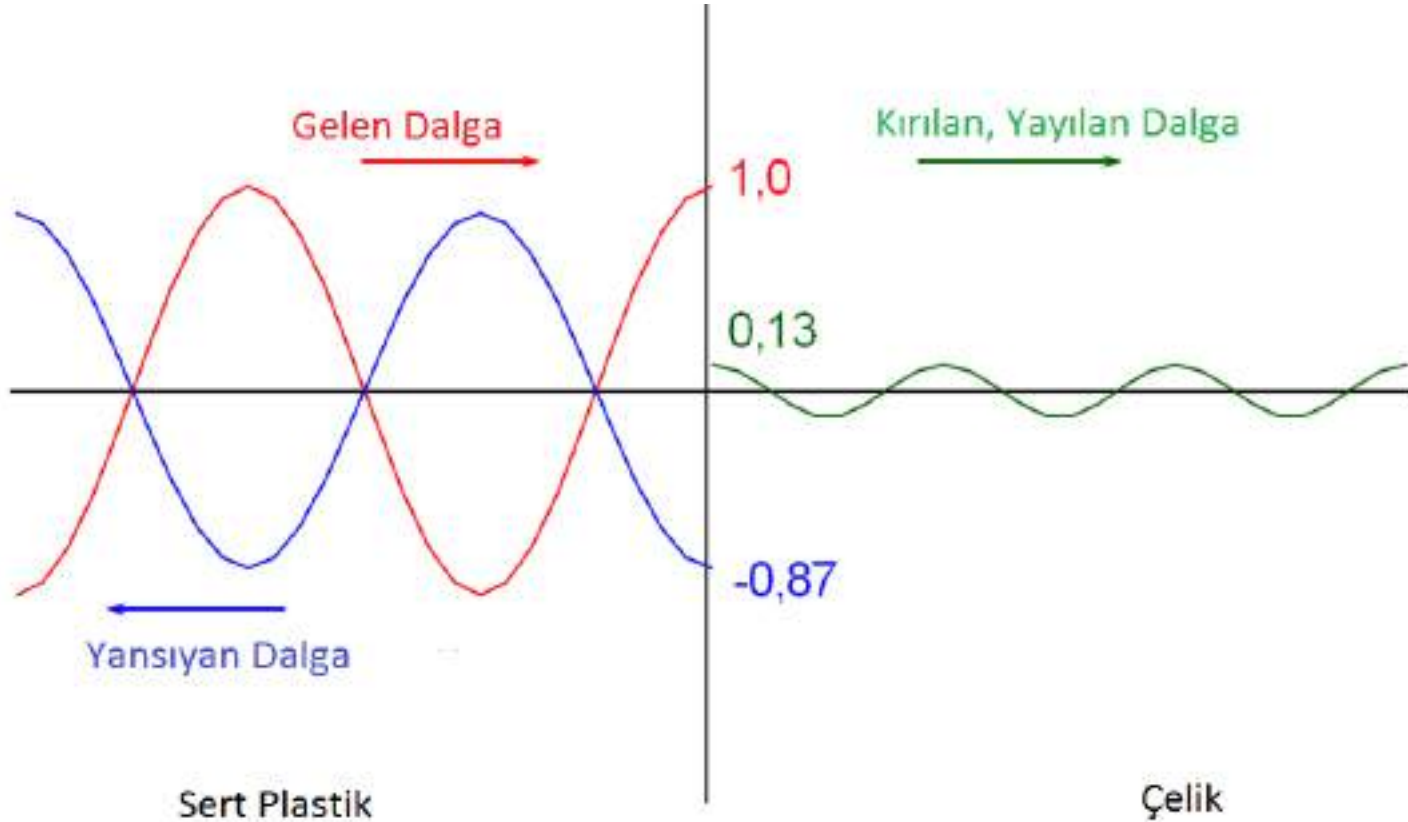
$v_2$  : Ultrasonun ikinci ortamdaki yayılma hızıdır.

$n_1$  : Birinci ortamın yoğunluğu

$n_2$  : İkinci ortamın yoğunluğu

# Ses ve Ultrason Dalgaları Fiziği

## Yansıma, Kırılma, Saçılma ve Zayıflama



# Ses ve Ultrason Dalgaları Fiziği

Yansıma, Kırılma, Saçılma ve Zayıflama

$V_1 < V_2$  ise  $\theta_1 < \theta_2$  dir. Diğer bir deyimle, ultrason dalgası az yoğun ortamdan çok yoğun ortama geçiyor demektir.

$V_1 > V_2$  ise  $\theta_1 > \theta_2$  dir. Ultrason dalgası çok yoğun ortamdan az yoğun ortama geçmektedir.

Eğer ultrason demeti belirli bir açıda ikinci yüzeye gelirse tam yansıma olur, hiç bir dalga ikinci ortama geçemez. Bu açıya kritik açı denir.

Snell yasasından vücut için  $V_1 = 1540 \text{ m/sn}$ ,  $\theta_2 = 90^\circ$  alınarak kemik için ( $V_2 = 4080 \text{ m/sn}$ ) kritik açı hesaplanırsa  $\theta_1 = 22^\circ$  bulunur. Kritik açı yalnız  $V_1 < V_2$  için mevcuttur.

# Ses ve Ultrason Dalgaları Fiziği

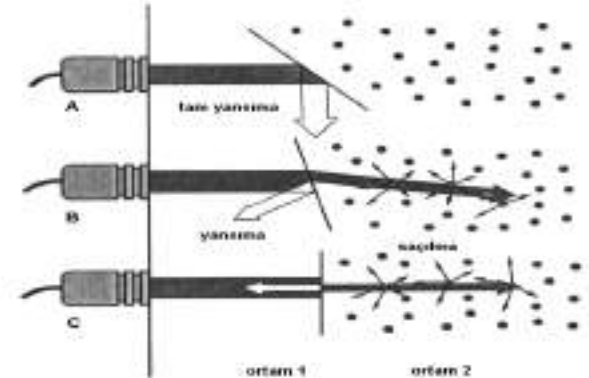
## Yansıma, Kırılma, Saçılma ve Zayıflama

Ultrason dalgalarının yansıması ve kırılması **düzgün ve büyük yüzeylerde** söz konusudur. Ancak dokuların içinde homojen olmayan ve **farklı yoğunlukta kitleler** mevcuttur. Ultrason demeti bu tür kitlelere çarptığında **saçılmaya uğrar ve yön değiştirir.**

a. Geliş açısı **kritik açıdan büyükse** gelen ışın demeti **yansıtılır.**

b. Gelen ultrason ışınının bir kısmı yansıtılır, kalanı kırılır ve yoluna devam eder. Geçen ışın demeti kısmen saçılır.

c. Işın demeti yüzeye **dik olarak gelirse** yansıyan ışınların çoğu dönüştürücüye (transducer), işaret güçlendirici olarak geri döner.



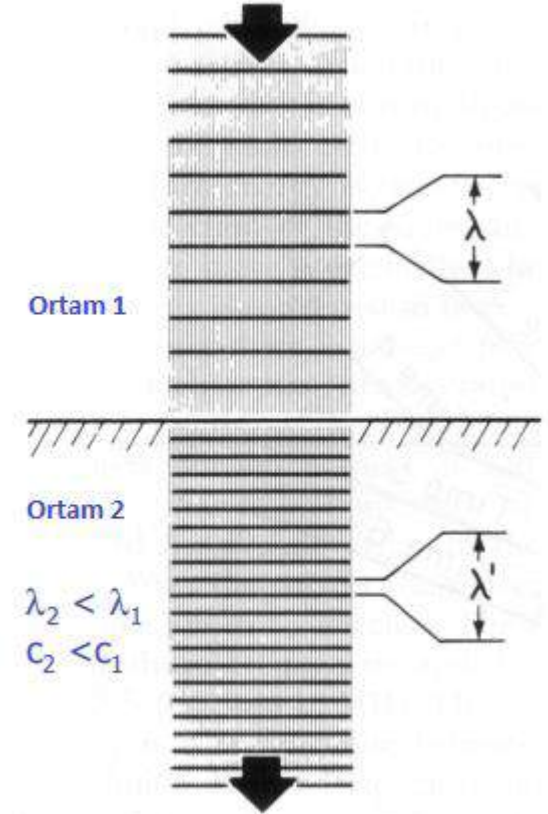
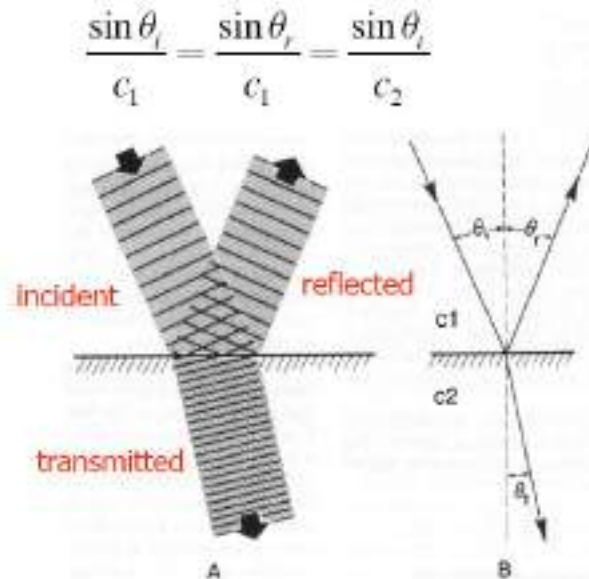
Ultrason dalgalarının yansıması, kırılması ve saçılması

# Ses ve Ultrason Dalgaları Fiziği

Yansıma, Kırılma, Saçılma ve Zayıflama

**Ultrason sistemleri genelde 3.5 MHz. frekansta, dalga boyu 0.44 mm ve hızı 1540 m/s ultrason dalgalarıyla çalışır.**

**Ultrason dalgası bir ortamdan başka bir ortama geçerken; frekans sabit kalır, hızı ve dalga boyu diğer ortama göre  $\lambda = \frac{c}{f}$  formülüne göre değişir.**



# Ses ve Ultrason Dalgaları Fiziği

## Akustik Empedans

Akustik empedans; ekonun oluşmasıyla doğrudan ilgili olan ve ortamın özelliğini belirleyen bir parametre olup,

$Z = gV$  şeklinde ifade edilir.

Akustik empedans **birimi Rayl**'dir .

(MKS birim sisteminde  $1 \text{ Rayl} = 1 ((\text{kg}/\text{m}^3) \cdot (\text{m}/\text{sn})) = 1 (\text{kg} / \text{m}^2 \cdot \text{sn})$  dir.)

Z, aynı zamanda  $(\text{gr}/(\text{cm}^2 \cdot \text{sn}))$  cinsinden de ifade edilebilir.

g:  $\text{kg}/\text{m}^3$  cinsinden kütle ağırlığı

V:  $\text{m}/\text{sn}$  cinsinden ultrason dalgasının ortamdaki yayılma hızı  $Z = \sqrt{gB}$

Daha önce bulunan sertlik (B) cinsinden Z ifade edilirse;

Bu denklemden de görülebileceği gibi **sertliği yüksek olan dokuların akustik empedansları da büyük** olacak ve ultrason dalgasının basıncındaki değişimlere direnç artacaktır.



# Ses ve Ultrason Dalgaları Fiziği

## Akustik Empedans

Bir ultrason demeti akustik empedansı farklı olan iki ortamdan geçerse tüm ortak yüzeyden **yansıyan dalga**nın basıncının gücü ve yansımaya katsayısı aşağıdaki formüllerle hesaplanır.

$$\frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

**Pr:** Yansıyan dalga'nın gücü

**Pi:** Gelen dalga'nın gücü

**Z<sub>1</sub> = g<sub>1</sub>V<sub>1</sub>,** birinci ortamın akustik empedansı

**Z<sub>2</sub> = g<sub>2</sub>V<sub>2</sub>,** ikinci ortamın akustik empedansı

$$\Gamma = \frac{A_r}{A_i} = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

**Γ :** Yansımaya katsayısıdır.

Yukarıdaki formüller kullanılarak yapılan hesaplamalar sonucunda ultrasonik ses dalgasının **PZT (Polycrystalized Tetragonal Zirconia) 5** kristali ile havanın birleştiği yüzeyden **hemen hemen tamamı (%99.99)** geri yansımakta ve **dalga dokulara geçememektedir**. Bu nedenle, **transdüser ile deri yüzeyi arasındaki hava tabakasının ortadan kaldırılması** için araya **birleştirici bir jel** sürülür.

# Ses ve Ultrason Dalgaları Fiziği

**Örnek:** Akustik empedans değerleri (Z) sırasıyla **1,65 ve 1,55** olan iki farklı ortamdan yansıyan ultrason huzmesinin **yansıma katsayısı** yaklaşık olarak aşağıdakilerden hangisidir?

- A)  $\frac{1}{2}$                       B)  $\frac{1}{10}$                       C)  $\frac{1}{100}$                       D)  $\frac{1}{500}$                       E)  $\frac{1}{1000}$

**Çözüm:** Aşağıdaki formülde akustik empedans değerlerini yerine koyarsak;

$$\Gamma = \frac{A_r}{A_i} = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

$$R = ((Z_2 - Z_1)/(Z_2 + Z_1))^2$$

$$= (1.65-1.55)^2 / (1.65 + 1.55)^2 = \mathbf{1/1024}$$
 olarak bulunur, cevap E 'dir.

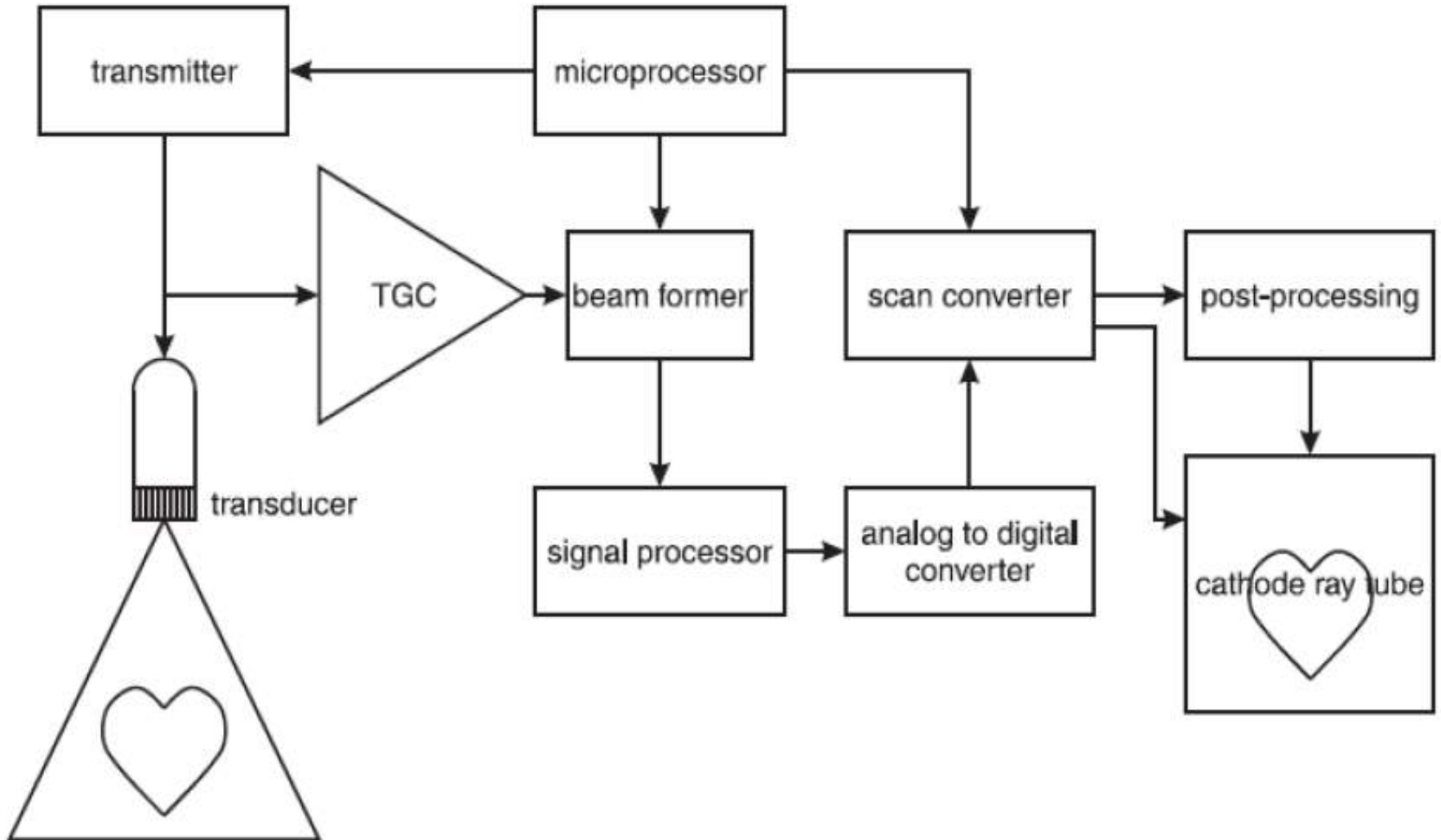
# Ultrasonografiye Genel Bakış

Temel bir ultrasonografi sistemi;

- Göndermeç/Aktarıcı (Transmitter)
- Çevirici (Transdüser)
- Almaç/Alıcı (Receiver)
- Sinyal işleyici
- Görüntüleme ünitesi ve
- Kayıt ünitelerinden oluşur.



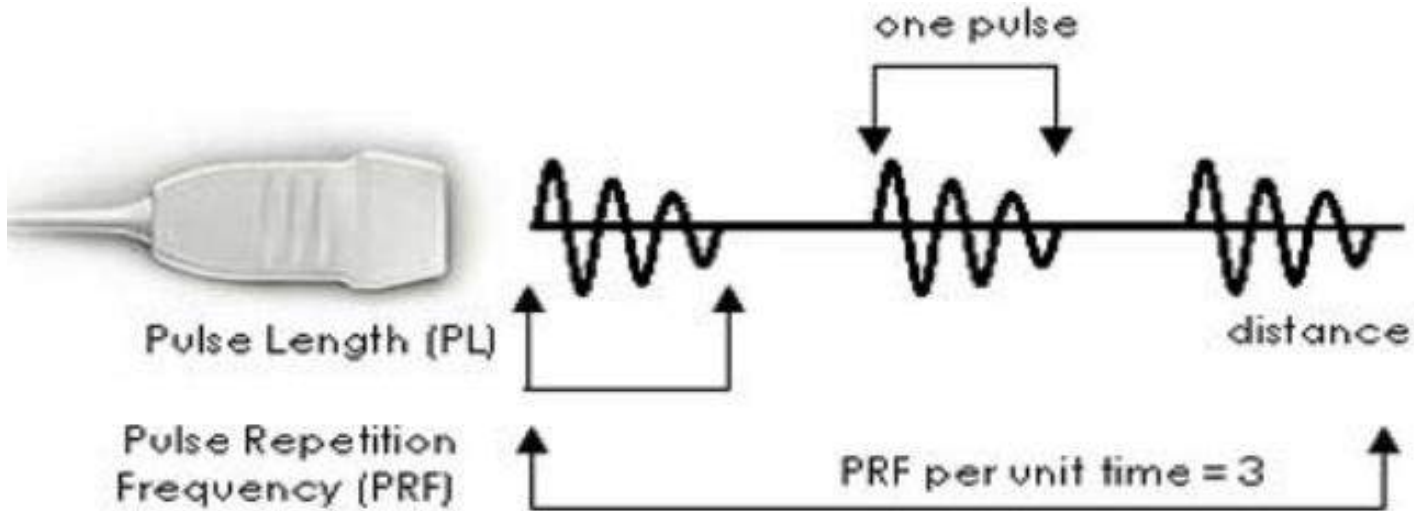
# Ultrasonografi Cihazları Genel Blok Şeması



# Ultrasonografi Cihazları

## Göndermeç (Transmitter)

- Yüksek genlikli, kısa süreli ses darbeleri üretir ve uygun vuruş tekrarlama hızıyla (**pulse repetition frequency PRF**) gönderir.
- Darbelerin genlikleri; dokudan yansıyan ekonun transdüserde mevcut kristalleri titreştirebilecek kadar büyük olmalıdır.
- Darbeler arasındaki süre çok uzunsa belirli bir dönemde elde edilen bilgi miktarı azalacağından çözünürlük düşecektir.

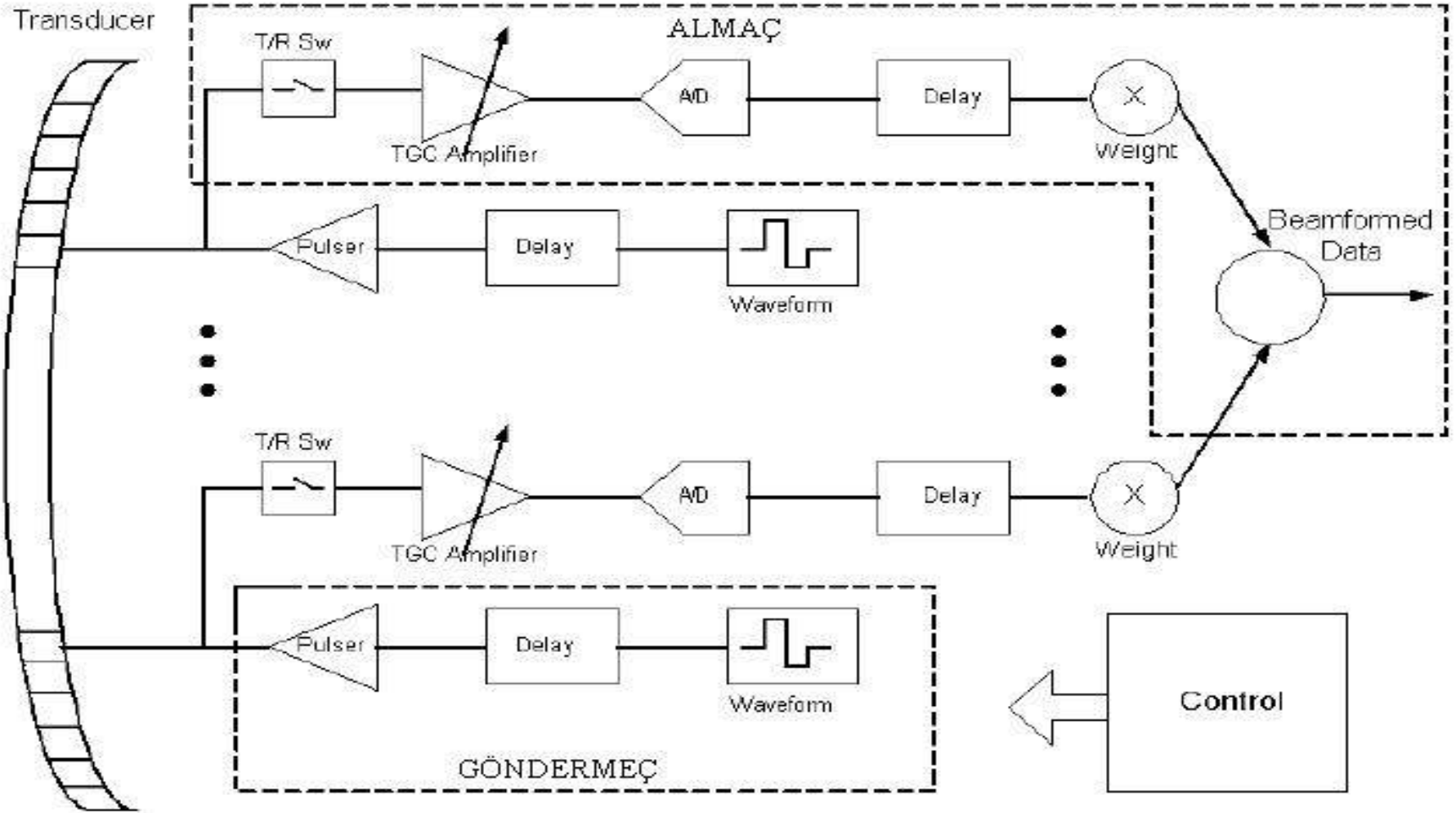


# Ultrasonografi Cihazları ve Problar

## Göndermeç-Aktarıcı (Transmitter)

- Çeviriciye göndereceği voltajın üst sınırını hasta sağlığı ve güvenliği ile ilgili düzenlemeler belirler.
- **Göndermeç ünitesi** aşağıdaki bölümlerden oluşmaktadır.
  - Dalga üretici jeneratör
  - Gecikme bloğu
  - Yüksek güçlü ve yüksek voltajlı çevirici

# Ultrasonografi Cihazları ve Problar



Ultrason Probu (Göndermeç ve Almaç) Blok Şeması

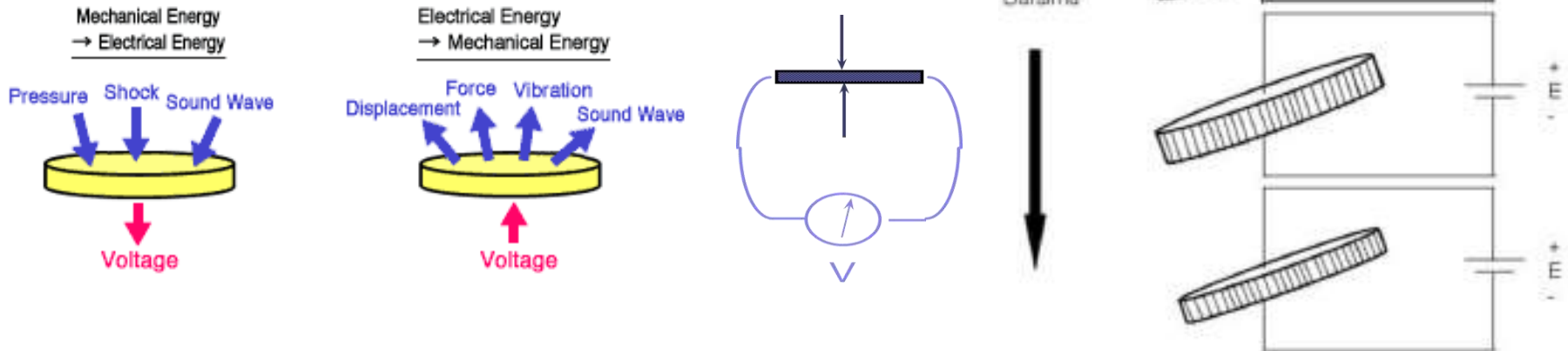


# Ultrasonografi Cihazları Parçaları ve Problar

## Piezelektrik Malzeme Nedir?

“Piezo” kelimesi Yunancada **basınç** anlamına gelmektedir. Piezelektrik özellik, mekanik bir enerjiyi elektriğe ya da tam tersi olan elektrik enerjisini mekanik enerjiye çevirebilmektedir.

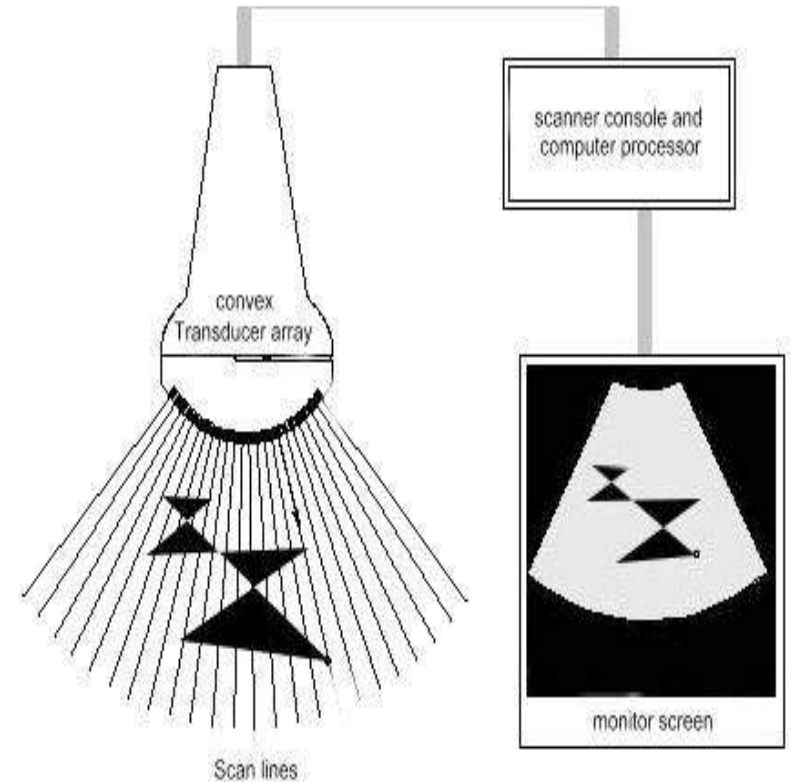
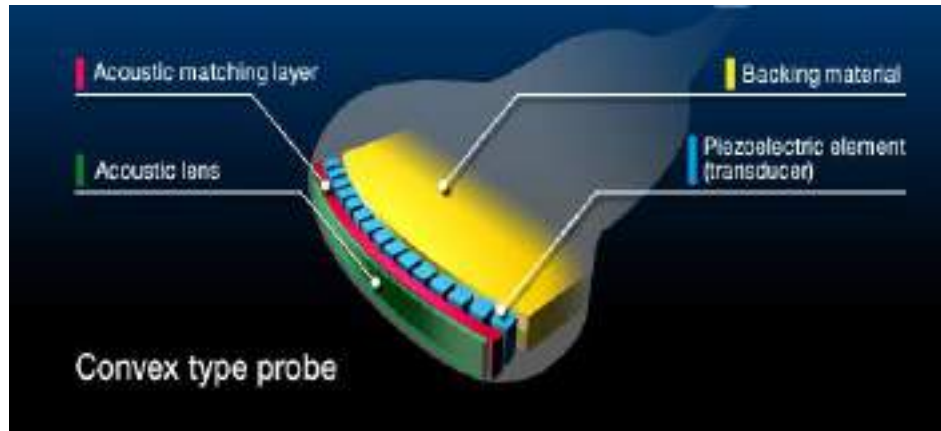
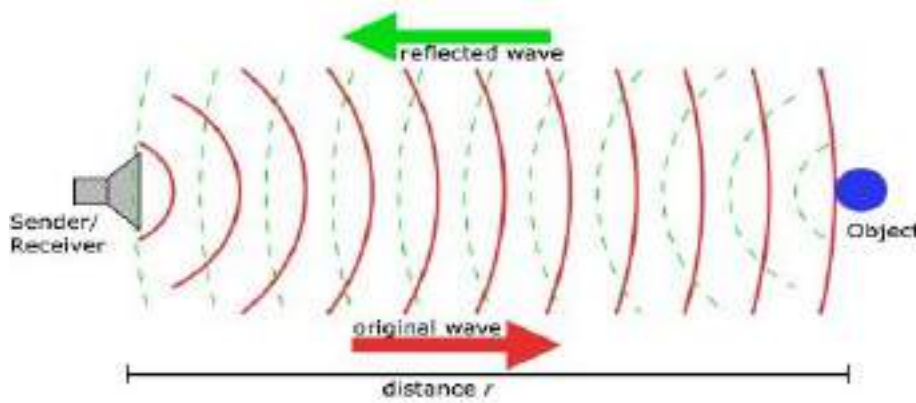
Üzerine **gerilim** uygulandığında fiziki yapısında **değişim** olan malzemelere **piezelektrik malzeme** denir. Bir piezelektrik kristaline gerilim uygulandığında, uygulanan voltajın **polaritesine**, kristalin **geometrisine** ve **ilk polarizasyonuna** bağlı olarak kristal **boyuna**, **enine** veya **radyal** olarak çevresine doğru genişler ya da daralır. **Bu tanım tersine de geçerlidir** [



# Ultrasonografi Cihazları Parçaları ve Problar

## Çevirici (transducer) (probe)

Transdüser için, **prob** ifadesi de kullanılmaktadır. Ultrason cihazının **hasta ile direk temas eden** tek parçasıdır. Ultrason dalgalarının gönderilmesi ve algılanması prob yardımıyla olur.



# Ultrasonografi Cihazları Parçaları ve Problar

## Çevirici (transducer) (probe)

Günümüzdeki probların büyük bir bölümünde **PZT** (Lead Zirconate Titanate- $\text{Pb}[\text{Zr}_x\text{Ti}_{1-x}]\text{O}_3$   $0 \leq x \leq 1$ ) **kristali**, polarize edilmiş seramik kristal kullanılmaktadır. İstenilen frekansta ultrason dalgası üretmek için **uygun kristal kalınlığı** seçilir.

**Örneğin** 3.5 MHz'lik bir probta kullanılacak kristalin kalınlığı,  **$d=c/2f$**  formülüyle hesaplanabilir. Burada:

**c:** PZT içinde sesin yayılma hızı 3780 m/sn

**f:** istenilen frekans 3.5 MHz olarak alınır

**d:** 0.54 mm bulunur.

Ultrason probları; ses dalgalarını **hem göndermek, hem de almak** amacıyla kullanılır.

Prob, zamanın **%0.1'de ultrasonik dalgalar gönderir**, geri kalan **%99.9'da ise yansıyan dalgaları alır** ve bu dalgalar sinyal işleme birimi tarafından görüntü oluşumuna hazır hale getirilir.

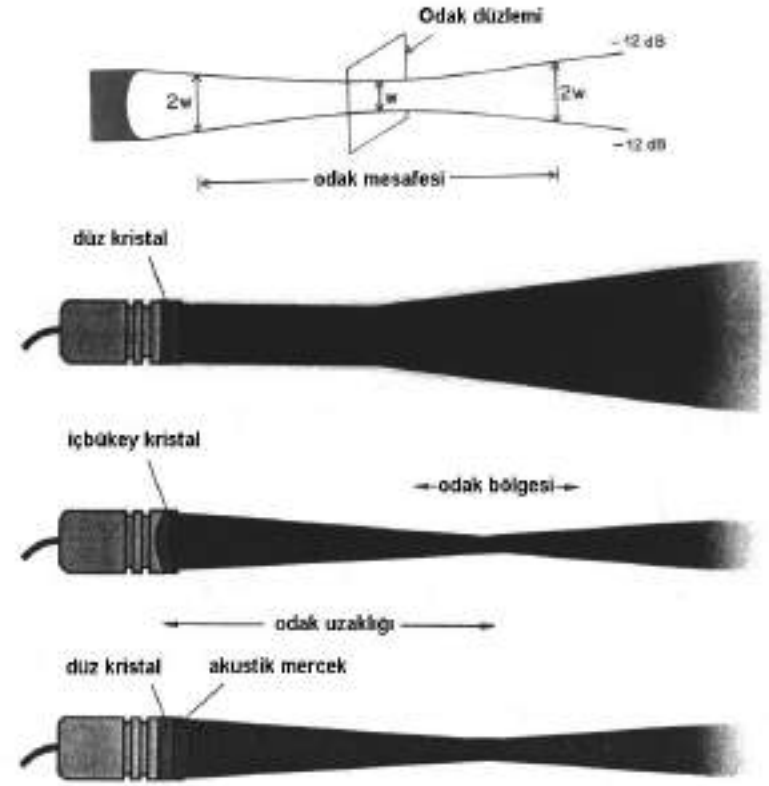
# Ultrasonografi Cihazları Parçaları ve Problar

## Çevirici (transducer) (probe)

Ultrason probları odaklanmış veya odaklanmamış olabilir. Odaklanmış problarda odak mesafesi (focal range) içindeki nesnelere net olarak görüntülenebilir.

Bir ultrason demetinde odak uzaklığı (focal range), odak düzlemi (focal plane) ve minimum demet genişliği,  $W$  yanda görülmektedir.

Burada 12 dB sınırı dalganın genliğinin %25'e düştüğü bölgelerin sınırıdır.



# Ultrasonografi Cihazları Parçaları ve Problar

## Çevirici (transducer) (probe)

Linear, Sektör ve Konveks olmak üzere üç farklı elektronik prob kullanılır.

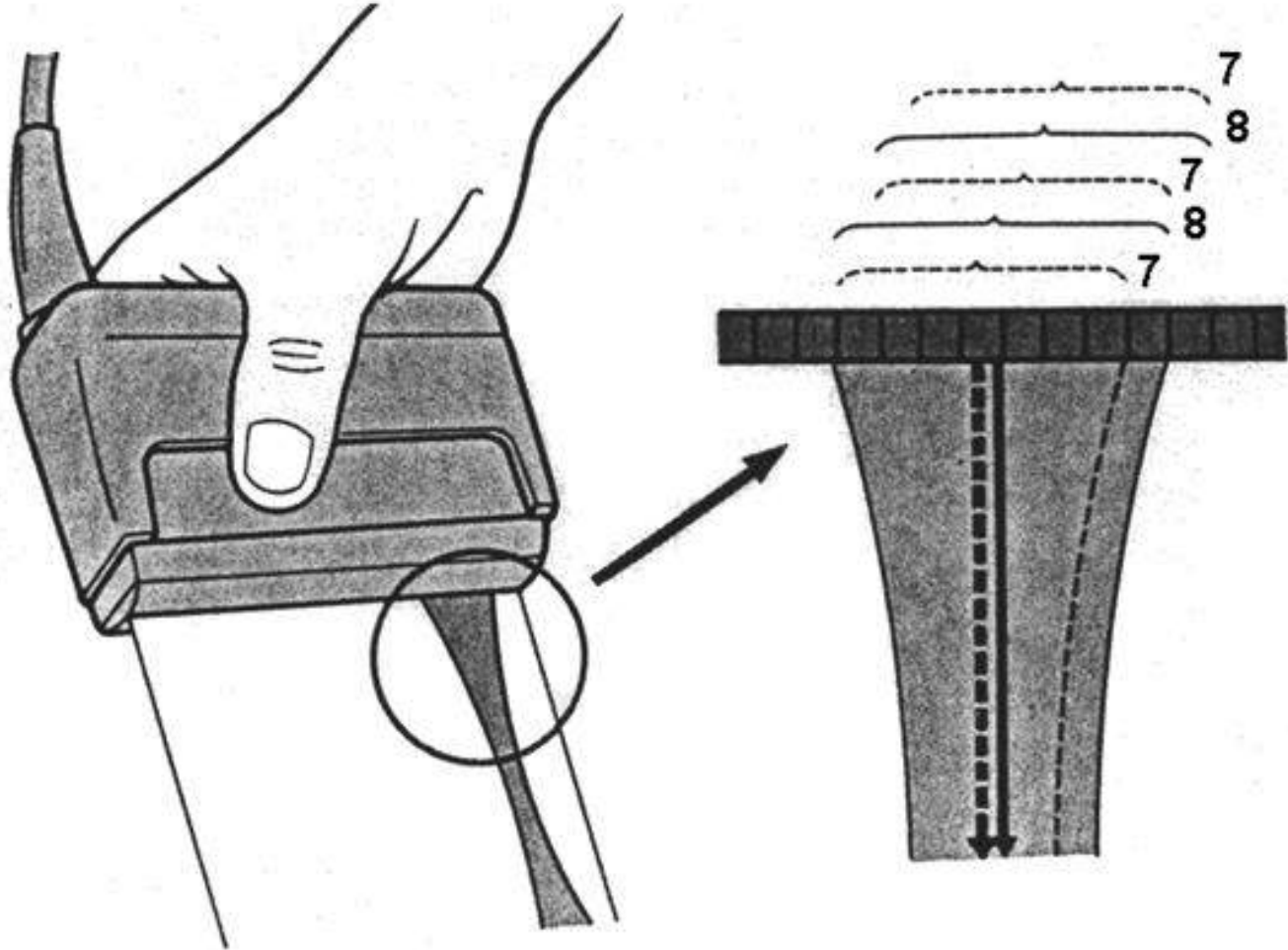
**Linear Proplar:** Yarıçapları **büyüdüğü** taktirde **büyük organları** (karaciğer, dalak, böbrek) veya bebekleri; **küçüldüğü** taktirde **küçük organları** (meme, troid) incelemede kullanılan proplardır.

Probun başlığının yapısına göre sayısı **64 ile 192** arasında değişen PZT kristal (verici/alıcı) kullanılır. Ekranda **dikdörtgen** şeklinde bir görüntü oluşturur. En yüzeydeki genişlik ile en derindeki genişlik aynıdır. Düşük frekanslı lineer proplar 3,5 MHz ile derinlerde çalışırken, yüksek frekanslı lineer proplar 5,0 ve 7,5MHz ile yüzeysel incelemelere yöneliktir.



# Ultrasonografi Cihazları Parçaları ve Problar

Lineer Prop ve tarama yapısı



# Ultrasonografi Cihazları Parçaları ve Problar

## Sektör Problar;

Bu proplar genellikle **2,0-3,0 ve 5,0MHz frekansta** jinekolojik uygulamalarda ise **7,5 MHz** frekanslarda çalışır. Probonun **çalışma frekansı ile inceleme derinliği arasında ters bir orantı söz konusudur.**

Mekanik sektör proplar eski teknolojiyle üretilmiş olup, probun başında yağlı bir ortamda dönen bir motorun ürettiği ses dalgaları ile inceleme yapılır.

Elektronik sektör propları ise başlıklarında **64-128 elektronik kristal** kullanılır. Arıza ihtimali az, tarama hızı daha yüksek, farklı modlardaki çalışmaları aynı anda ekranda gösterebilirler.

Sektör proplar gerek uygun başlık yapıları ve gerekse kalbin hızlı hareketlerini izleyebilecek yetenekte **yüksek tarama hızları** nedeniyle öncelikle **kardiyolojik uygulamalarda** kullanılırlar.

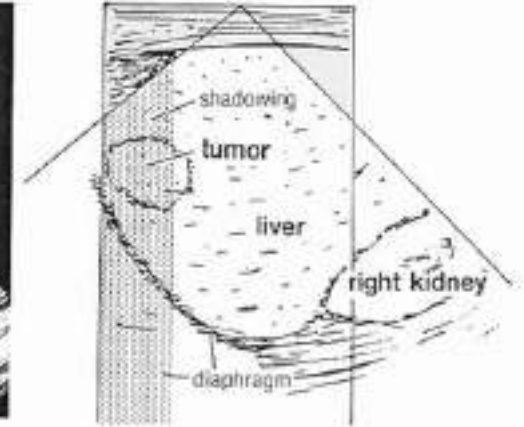
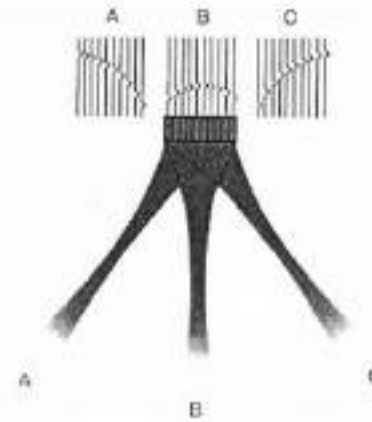
Eko probu diye de adlandırılırlar.





# Ultrasonografi Cihazları Parçaları ve Problar

## Sektör Prob

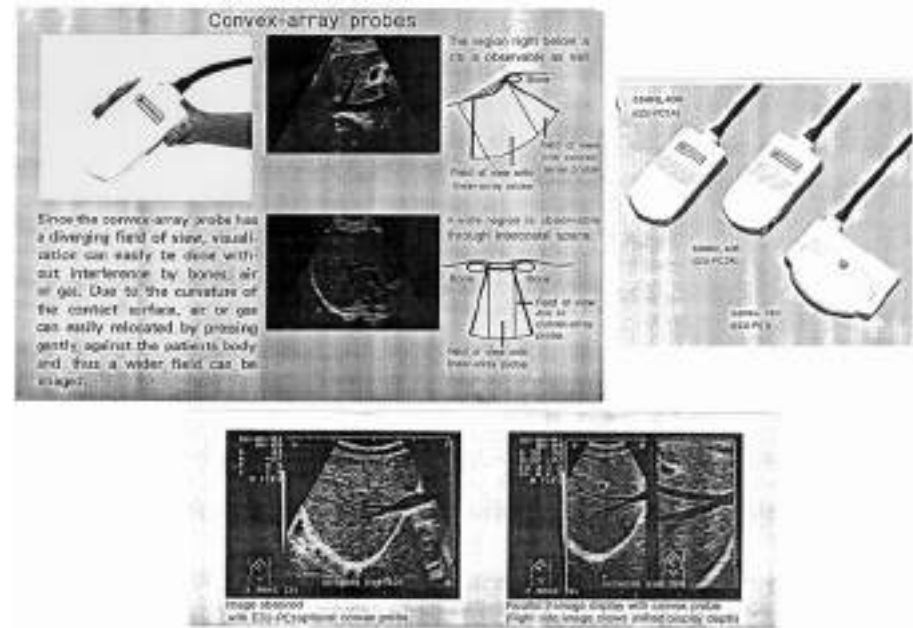


# Ultrasonografi Cihazları Parçaları ve Problar

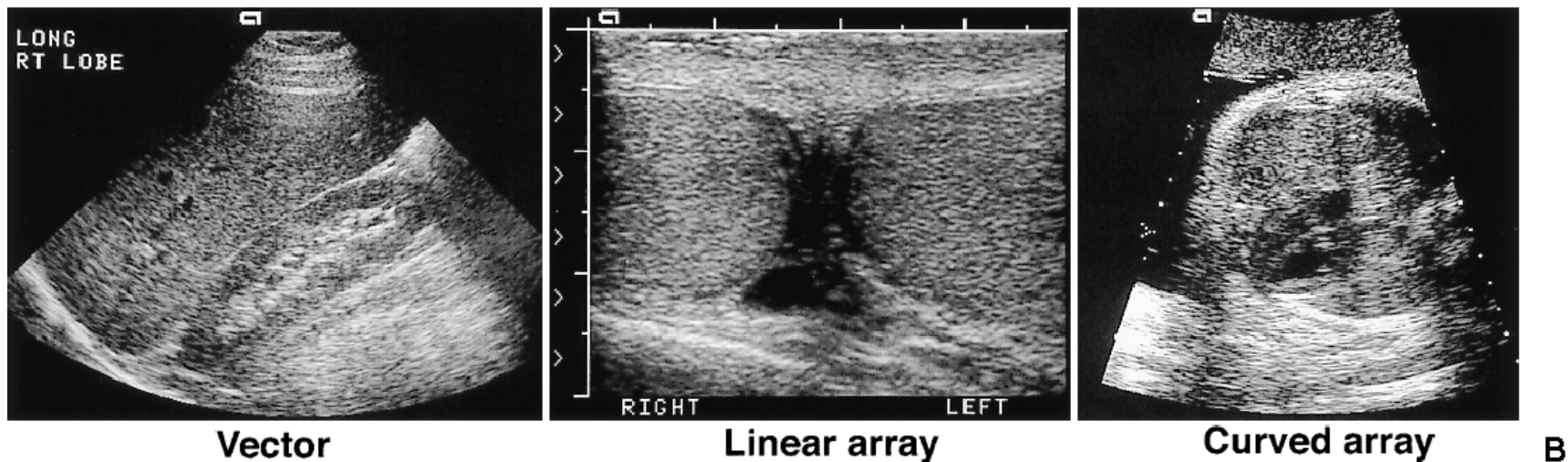
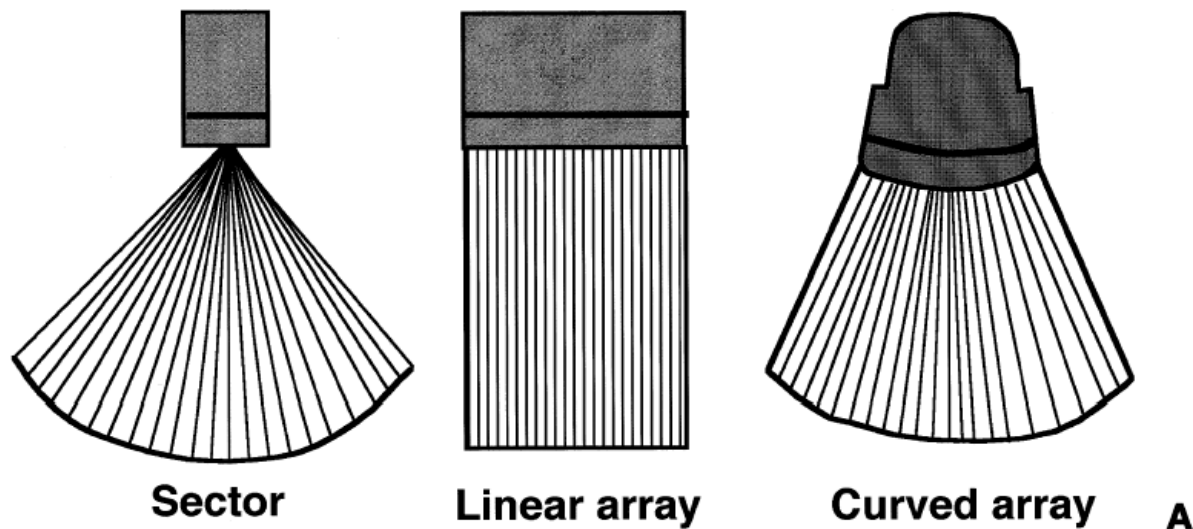
## Konveks Problar

Konveks elektronik problar yapı itibariyle **lineer problara** benzer, aralarındaki fark **yüzeyinin dış bükey** olmasıdır. Görüntü ise sektör proba benzer ve 100 derecelik açıya kadar görüntüleme yapılabilir.

Yüzeye **yakın dokular** konveks proba daha iyi incelenir. Uzak alanda ise görüntü kötüleşir.



# Ultrasonografi Cihazları Parçaları ve Problemler



# Ultrasonografi Cihazları Parçaları ve Problar

## Prob Seçimi

Prob seçimi aşağıdaki tablodan yararlanılarak yapılır. Genel olarak **sektör ve konveks** problar, derin doku incelemelerinde, **lineer problar** ise küçük ve yüzeye yakın dokuların incelemesinde tercih edilir.

Table 1.1. Choosing a Transducer

<i>Examination</i>	<i>Recommended Transducer</i>
Abdomen	2.5-4.0-MHz sector or vector
Kidneys and bladder	Harmonics often provide the best images
Gastrointestinal tract	
Liver and renal transplants	
Pelvis	
Obstetric first trimester	
Transabdominal	2.5-4.0-MHz sector or vector
Transvaginal	4.0-8.0-MHz curved or sector intracavitary
Superficial parts	7.0-10.0-MHz linear array
Scrotum	
Thyroid	
Breast	
Extremity	
Chest	5.0-7.5-MHz linear array for superficial pleural space 3.5-4.0-MHz sector or vector
Neonatal brain	5.0-7.0-MHz sector
Obstetric second/third trimester	3.5-5.0-MHz curved array or 3.5-5.0-MHz wide linear array
Prostate	4.0-8.0-MHz curved or sector intracavitary

# Ultrasonografi Cihazları Parçaları ve Problemler

## Almaç

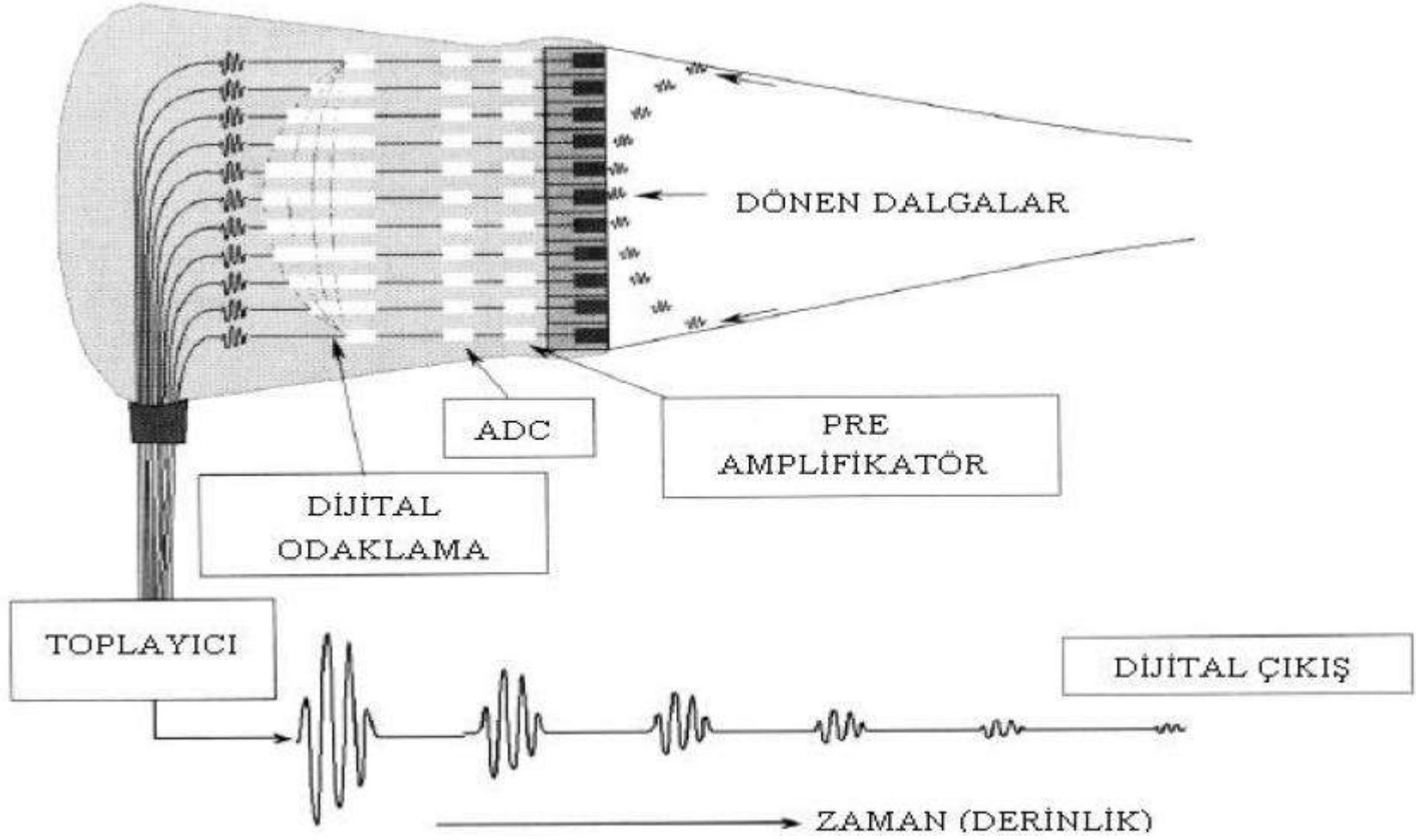
Almaçın ana görevi, gönderilen ultrason dalgalarının vücuttaki çeşitli dokulardan yansıtılarak gelen kısmını **algılayarak yükseltme** işlemlerini yapmaktır.

Almaç işlemi sırasında probtaki kristallere geri gelerek çarpan eko  **sinyalleri kristali sıkıştırır veya gevşetir, böylece göndermenin tersine olarak kristalin uçlarında bir gerilim oluşur ve bu gerilimin yükseltilmesi almaçta yapılır.**

Almaçta **özel bir yükselteç** kullanılarak derindeki dokulardan zayıf olarak gelen eko sinyalleri daha **çok yükseltilirken** yüzeydeki dokulardan kuvvetli olarak yansıyan sinyaller daha az yükseltilir. Böylece  **zaman-kazanç dengelemesi (time-gain compensation) (TGC) ile istenilen derinlikteki organlar istenilen netlikte gözlemlenebilir.**

# Ultrasonografi Cihazları Parçaları ve Problar

## Almaç





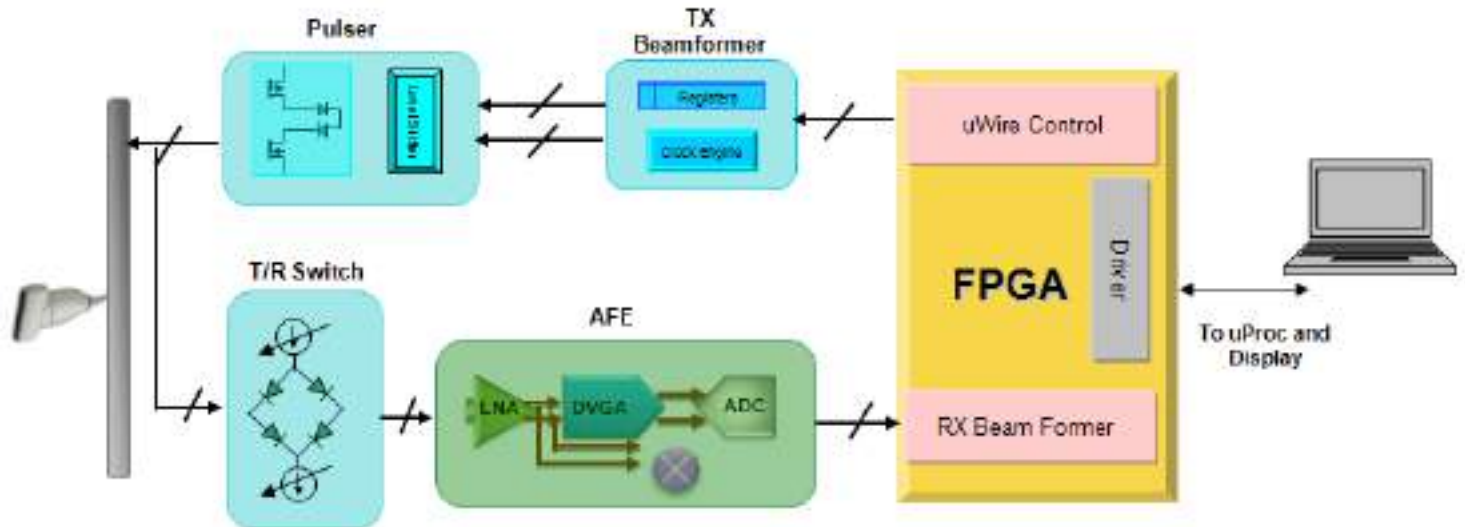
# Ultrasonografi Cihazları Parçaları ve Problar

## T/R (Transmit / Receive) Switch (Gönderme / Alma Anahtarı):

Göndermeç ve almaç devrelerindeki sinyallerin birbirine karışmaması için kullanılan **anahtarlama** devreleridir.

Transdüser vücut dokularına **göndermeç** ile ses dalgaları gönderirken aynı zamanda da **vücuttan yansıyan dalgaları** almaktadır.

Her **iki durum da transdüser üzerinden gerçekleştiği** için hem göndermeç hem de alıcı sinyallerinin ayrı ayrı algılanması gerekmektedir. **T/R switch** bu görevi yerine getirir.



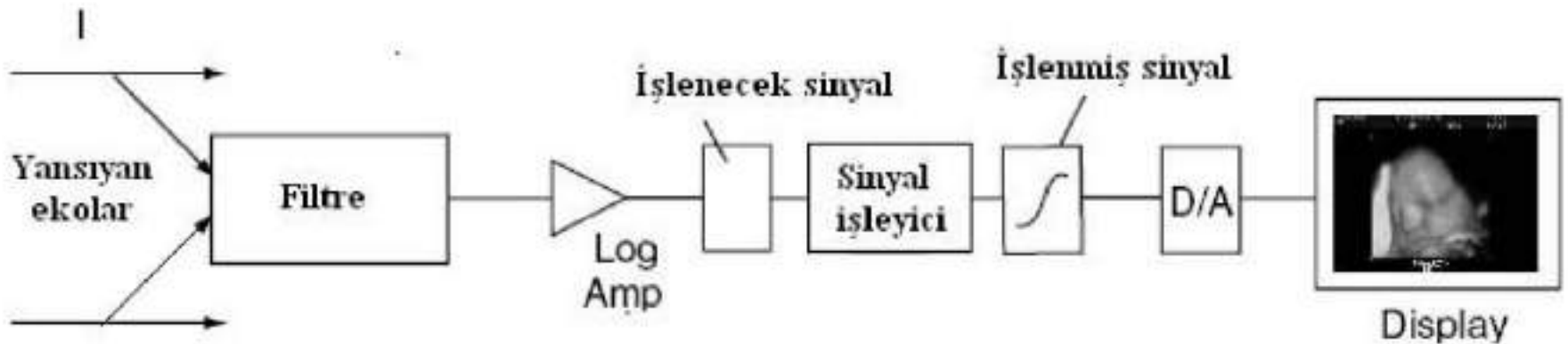


# Ultrasonografi Cihazları Parçaları ve Problar

## Sinyal İşleyici

Sinyal işleyici biriminde probdan gelen ham bilgiler işlenir ve görüntü haline dönüştürülür. Bu birimde yapılan işlemler;

- Ön işlemler (preprocessing)
- Son işlemler (postprocessing)
- ADC/DAC
- Görüntü matrisleri (256X256 veya 512X512) oluşturulur ve saklanır.
- Görüntüler renkli veya gri seviye tonları (8 bit = 256 seviye) biçimine sokulur. İnsan gözü normalde 20 gri seviyesini ayırt edebilir. Bu nedenle 256 gri seviyesi sıkıştırma eğrileri (lineer, logaritmik, S-shaped) yardımıyla 16 gri seviyesine dönüştürülür.



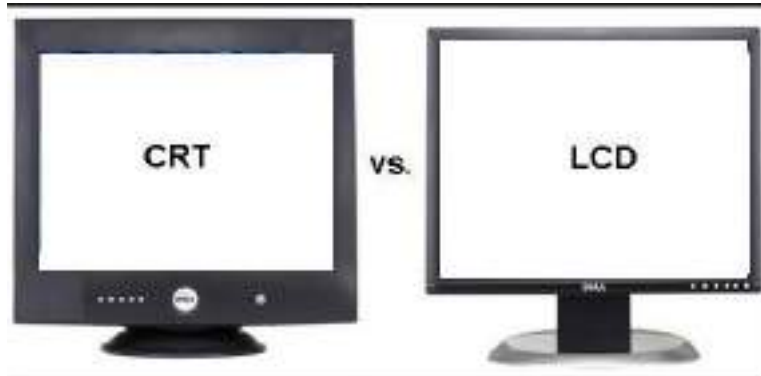
# Ultrasonografi Cihazları Parçaları ve Problar

## Görüntüleme birimi

Görüntülemeye hazır hale gelen bilgilerin bir **CRT veya LCD monitör** yardımıyla görüntülediği birimdir. **Renkli** görüntüleme yapılabileceği gibi, **gri seviyeler biçiminde** (Siyah-Beyaz) de görüntüleme yapılabilir. **Ekranda görüntü dondurmak, filtreleme işlemleri yapmak, iki görüntüyü yan yana izlemek, üç boyutlu görüntü oluşturmak** mümkündür.

## Kayıt Üniteleri

Görüntüler ekranda gösterilebileceği gibi, **polaroid kamera** yardımıyla görüntünün fotoğrafı çekilerek, **multiformat kamera** yardımıyla birden çok görüntü bir röntgen filmi gibi sert bir film üzerine düşürülerek, **video tape recorder (VTR)** yardımıyla birden çok görüntü bir röntgen filmi gibi ve **Strip Chart Recorder** yardımıyla (Thermal Recorder) görüntü kağıt üzerine aktarılabilir.



# Ultrasonografide Görüntüleme Modları

Ultrasonografide üç tip görüntüleme modu bulunmaktadır.

A (Amplitude, genlik) Mod

B (Brightness, parlaklık) Mod

M (Motion, hareket) Mod

# Ultrasonografide Görüntüleme Modları

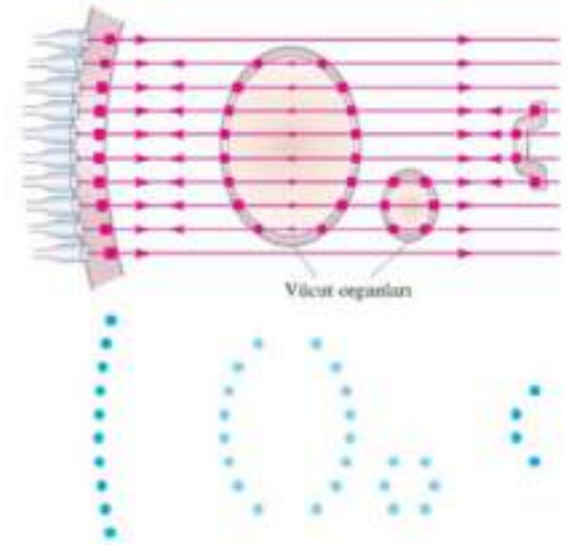
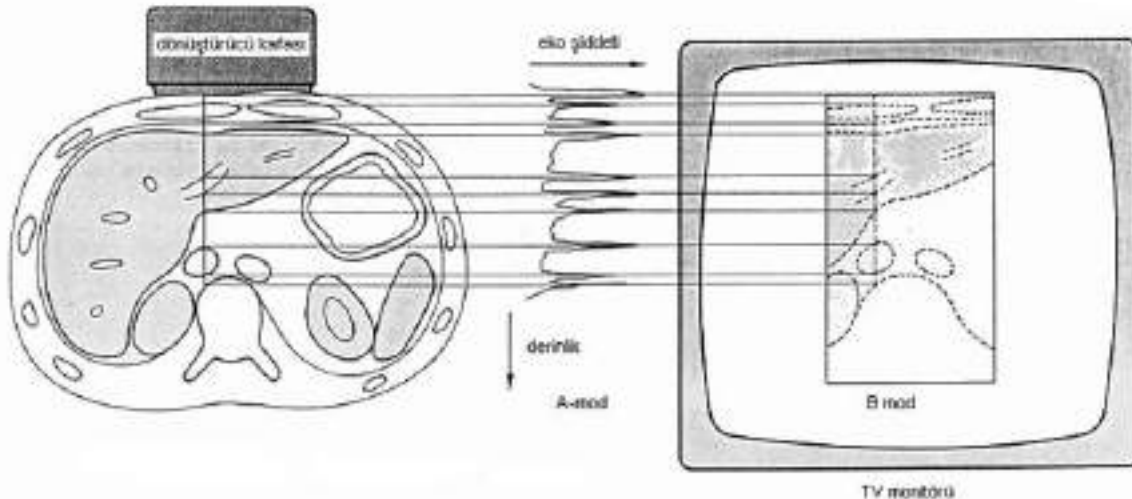
## A (Amplitude, genlik) Mod



Bu modda farklı yoğunluktaki doku katmanlarından yansiyarak gelen **eko sinyallerinin şiddetleri derinliğe bağlı olarak gösterilir.**

Ekranla elde edilen sinyalleri sinyal jeneratöründen elde edilen **sinüs dalgasının osiloskop ekranında görüntülenmesine** benzetebiliriz.

Günümüzde **A-Mod görüntüler**, görüntüleme maksatlı ultrason cihazlarında kullanılmamakta, daha çok **EMG, EEG, EKG** sinyallerinin izlenmesinde kullanılırlar.

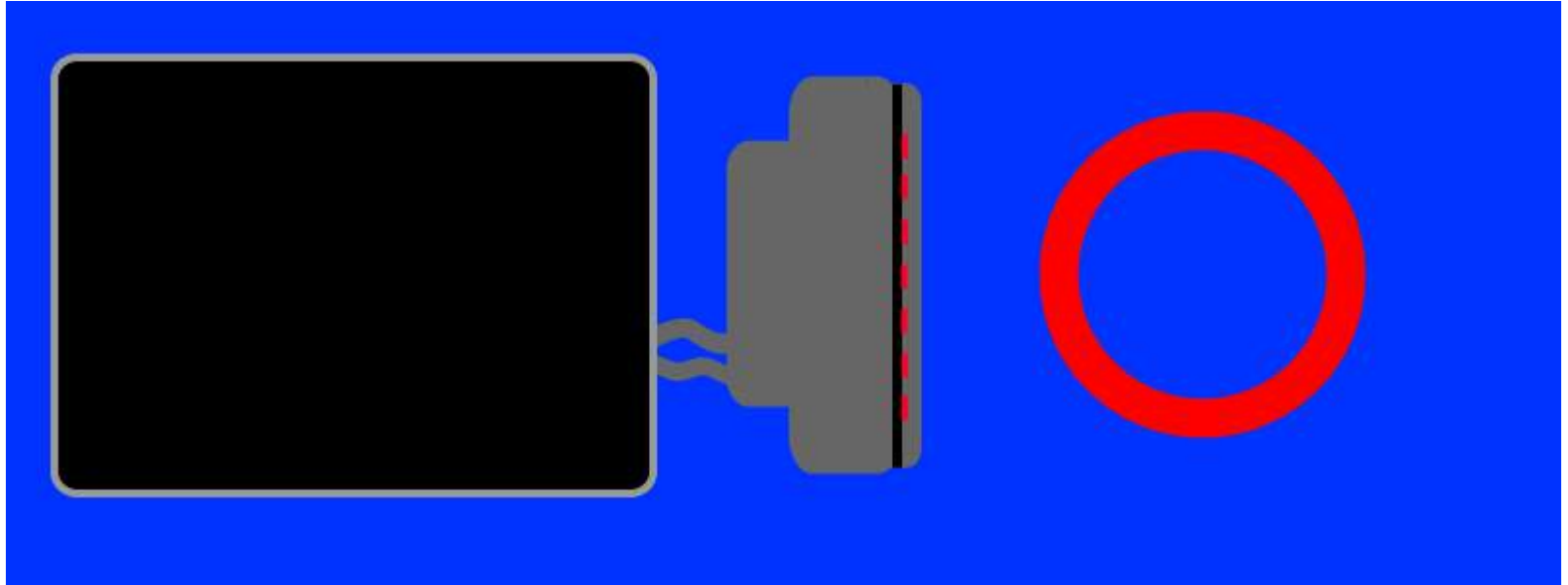


# Ultrasonografide Görüntüleme Modları

## B (Brightness, Parlaklık) Mod

Ultrason cihazlarında en çok kullanılan görüntüleme modudur. TV yayınlarında olduğu gibi **satır ve sütun tarama esasına dayanan** bir görüntüleme yöntemidir.

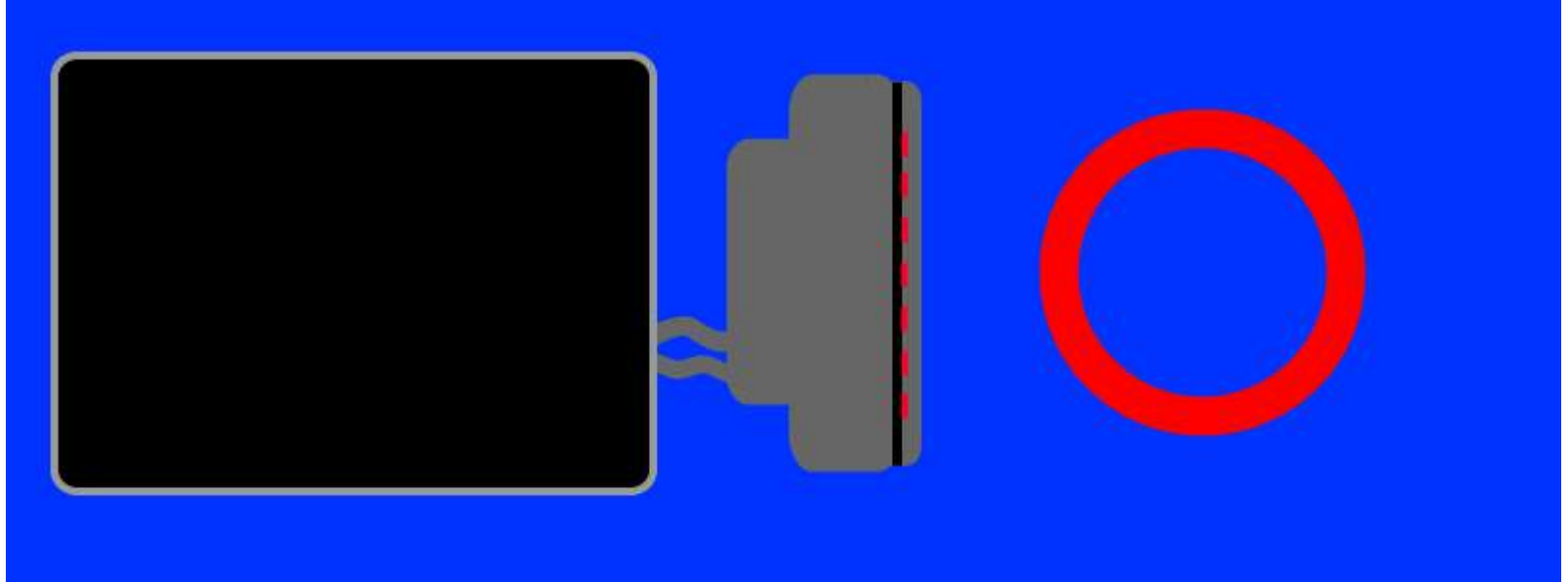
**Çoklu** ultrases hüzmeleri kullanılır. Dönen **eko sinyalleri** probun bulunduğu konuma **(x,y)** göre kaydedilerek, 2 boyutlu görüntü matrisinin **aynı satır ve sütun (x,y)** noktalarındaki piksel değerleri elde edilir.



# Ultrasonografide Görüntüleme Modları

## B (Brightness, Parlaklık) Mod

2 boyutlu görüntü matrisinin aynı satır ve sütun (x,y) noktalarındaki piksel (parlaklık) değerleri dönen eko sinyallerinin şiddeti ile doğru orantılı olarak belirlenir. Bu görüntüleme yöntemi de **2 boyutlu gri seviye görüntüleme** olarak adlandırılır.

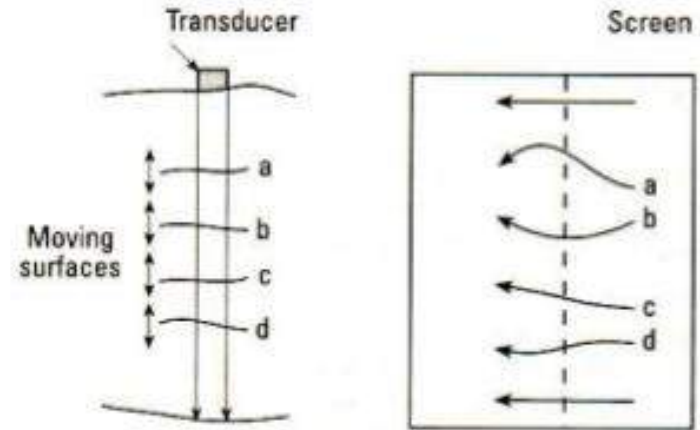
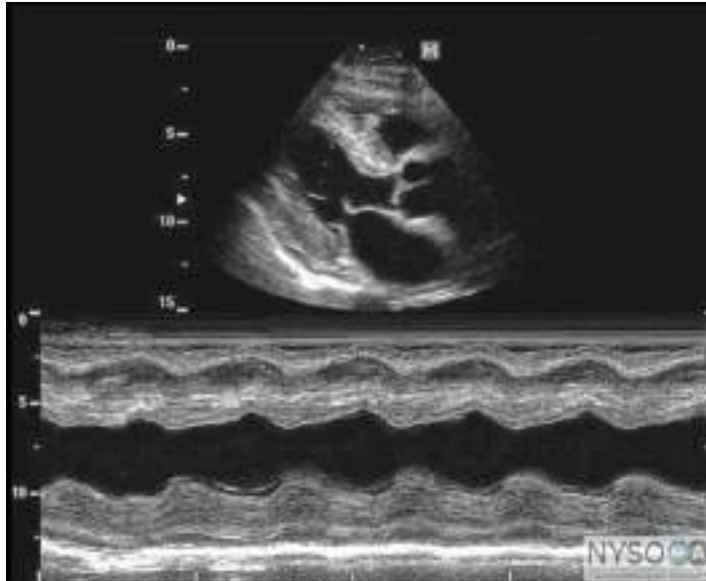


# Ultrasonografide Görüntüleme Modları

## M (Time-Motion / Zaman - Hareket) Modu

Özellikle kalp kapakçıkları gibi hareketli organların hareketlerinin incelenmesinde kullanılır. Tek bir **ultrases hüzmesi** hattı boyunca, hareketli yapıların **yatay eksende zaman**, **dikey eksende derinlik bilgisinin görüntülediği moddur.**

Tek bir ultrases hüzmesi kullanılır. Dönen eko sinyalleri, **görüntülerdeki noktaların (piksel) parlaklık değerini** verir. **Noktanın pozisyonu**; dikey eksende yansıdığı **organın derinliğini**, yatay eksende ise **organın hareketine** işaret eder.



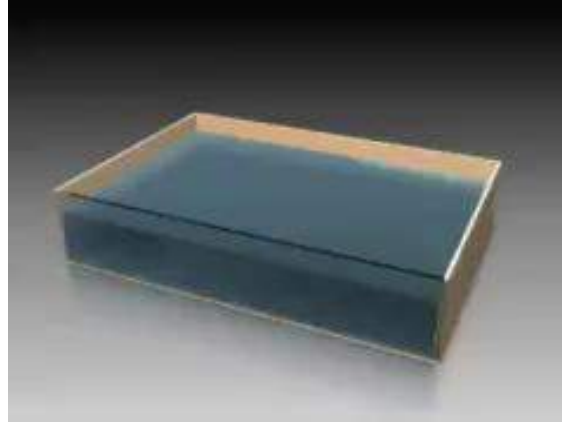


# Ekokardiyografi ve Renkli Akış Görüntüleme

Kalp, kalp kapakçıkları, kan damarları ve kan akışı gibi hareketli ortamları renkli olarak incelemek amacıyla kullanılan ve doppler frekans kayması prensibine göre çalışan cihazlara **renkli doppler ekokardiyografi** cihazı denir.

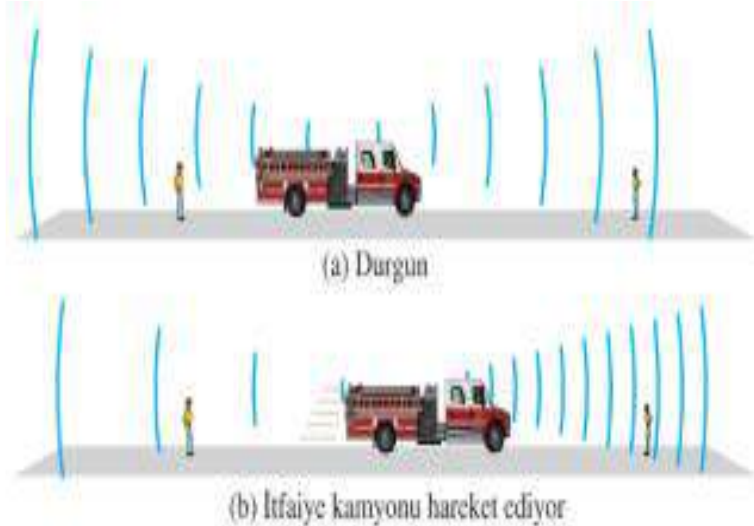
Ultrasonografi ile aralarında donanım olarak **bir fark yoktur**, ancak **ekokardiyografi** cihazları genellikle kardiyolojik problemleri ve yazılımı kullanırlar.

**Doppler kayma etkisi (Doppler Shift Effect)** ilk olarak **1842 yılında** Avusturyalı bilim adamı Christian Andreas **Doppler** tarafından matematiksel bir hipotez olarak ortaya atılmış, **1845 yılında** Hollanda'lı fizikçi **Ballot** tarafından **ses dalgaları ile test edilmiştir**. Doppler kayma etkisi günümüzde **kan akış hızını** ölçmek amacıyla kullanılmaktadır.

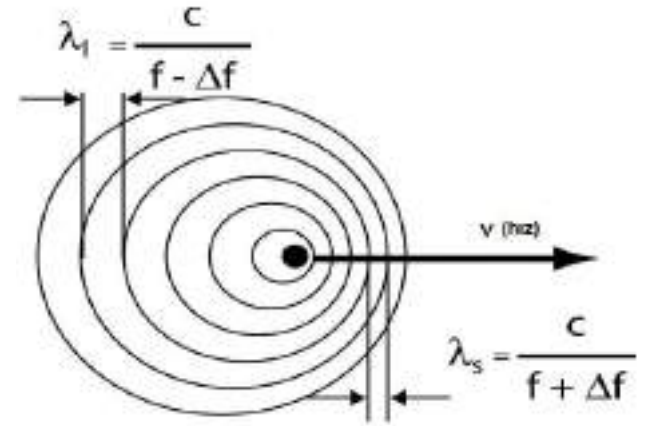


# Doppler Frekans Kayma Etkisi

**Sabit bir kaynak ve gözlemci için kaynaktan çıkan ses dalgalarının frekansı zamanla aynıdır. Kaynak ya da gözlemci hareketli ise birbirlerine yaklaşıırken gözlemci daha fazla dalga algılayacağından, saniyede algılanan dalga sayısı ya da frekans artar. Uzaklaşma durumunda ise frekans azalır. Aslında kaynağın frekansı hep sabittir ancak Doppler kayma etkisi ile gözlemci kaynaktan çıkan dalga frekansının değiştiğini hisseder.**



(a) Kaldırımdaki iki gözlemci durgun haldeki itfaiye aracından kaynaklanan aynı frekansı işitir. (b) Doppler etkisi: Aracın kendisine yaklaştığı gözlemci daha yüksek frekanslı ve aracın arkasında kalan gözlemci daha düşük frekanslı bir ses işitir.

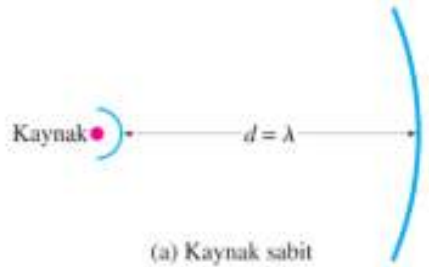


# Doppler Frekans Kayma Etkisi

Hareketli bir cisme gönderilen ses dalgalarının frekansı, cismin hızına, yönüne ve probun/cismin konumuna bağlı olarak değişir.

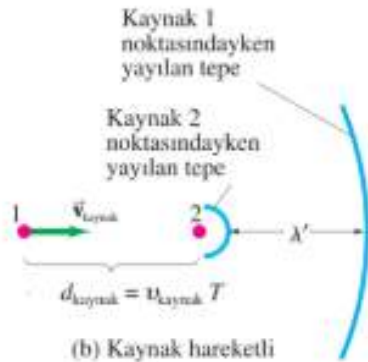
Doppler frekans kayma etkisi kullanılarak hedefin hızı ölçülebilir. Bu sayede; radar uçan bir uçağın hızını, sonar deniz derinliğini ve deniz altındaki cisimlerin hızını, teleskoplar yıldızların hızını saptamaktadır.

Hareketli bir kaynaktan yayılan ses dalgasının duran bir gözlemci tarafından algılanan frekansı aşağıdaki formül ile hesaplanır;



$$f = \frac{(v \pm v_{alici})}{(v \mp v_{kaynak})} \cdot f_{kaynak}$$

- $f$ , ses dalgalarının gözlenen (Doppler) frekansı (Hz),
- $f_{kaynak}$ , kaynaktan yayılan ses dalgalarının frekansı (Hz),
- $v$ , sesin yayıldığı ortamdaki hızı, havada 343.2 m/s,
- $v_{alici}$ , alıcının hızı, alıcı kaynağa doğru hareket ediyorsa pozitif, aksi halde negatiftir.
- $v_{kaynak}$ , kaynağın hızı, kaynak alıcıdan (gözlemci) uzaklaşıyorsa pozitif, aksi halde negatiftir.



# Doppler Frekans Kayma Etkisi

**Örnek:** Durgun bir kaynak 400 Hz frekanslı ses dalgaları yayarken, 40 m/sn sabit hızla durgun bir gözlemciye doğru hareket etmeye başladığında gözlemcinin algıladığı sesin frekansı ne olur? (Sesin havadaki hızı = 343 m/sn.)

$$f = \frac{(v \pm v_{\text{alıcı}})}{(v \mp v_{\text{kaynak}})} \cdot f_{\text{kaynak}} \quad f = \frac{(343 \pm 0)}{(343 - 40)} \cdot 400 \text{ Hz.} = 452,8 \text{ Hz.}$$

**Örnek:** 400 Hz frekanslı ses yayan bir kaynak durgun bir gözlemciden, 40 m/sn sabit hızla uzaklaşırsa, gözlemcinin algıladığı sesin frekansı ne olur?

$$f = \frac{(343 \pm 0)}{(343 + 40)} \cdot 400 \text{ Hz.} = 358,2 \text{ Hz.}$$

**Kaynak** durgun, **gözlemci** hareketli olduğunda da Doppler etkisi görülür. Gözlemci kaynağa doğru hareket ediyorsa duyduğu frekans kaynağın frekansından daha yüksek, uzaklaşıyorsa daha düşüktür.

**Kaynak ve gözlemci birbirine yaklaşıyorsa** frekans büyüyeceğinden pay ve paidadaki **üst işaretler**, uzaklaşıyorsa **alt işaretleri** kullanırız.

# Doppler Frekans Kayma Etkisi

Ultrasonografide **probun doku ile yaptığı açının** da göz önüne alınması gereklidir. Bu nedenle **kan damarlarına gönderilen ultrasonik dalganın frekansında;**

$$\Delta f = \pm \frac{2f_0 V \cos\theta}{C} \quad V = \frac{C^2 \Delta T}{2D \cos\theta}$$

kadarlık bir **frekans sapması meydana** gelir. Bu frekans sapmasına **Doppler frekans kayma etkisi** denir.

Burada;

**V:** Cismin (kanın) ortalama hızı

**f<sub>0</sub>:** Gönderilen dalganın frekansı

**θ:** Gelme açısı

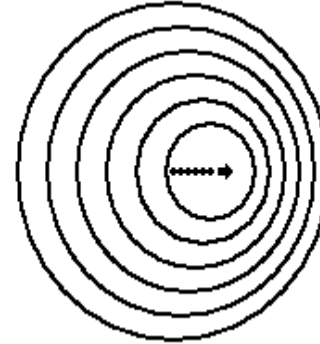
**C:** Dalganın yayılma hızı

**Δf:** Frekans sapması

**ΔT:** Zaman farkı

**D:** Ultrasonik dalgayı gönderen ve alan kristal arasındaki mesafedir.

OBJECT RECEDING:  
LONG RED WAVES

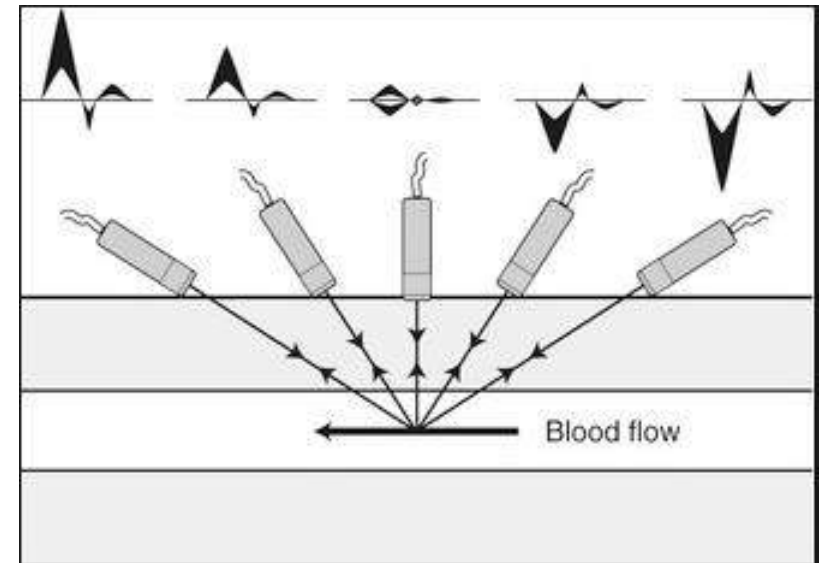
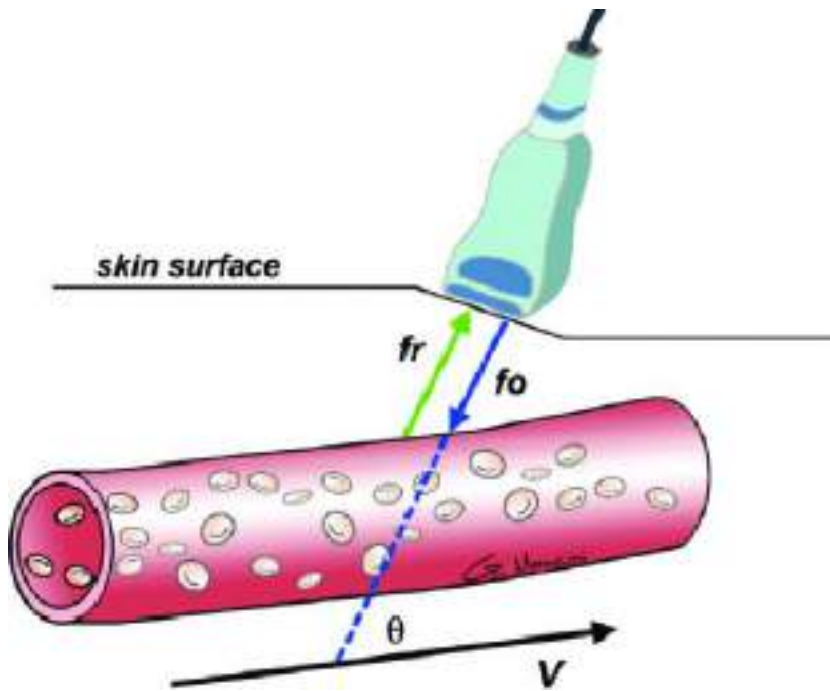


OBJECT APPROACHING:  
SHORT BLUE WAVES

Doppler **frekans kayması** yardımıyla **kan akış hızı** bulunur ve eko ekranında proba yaklaşanlar **kırmızı**, probtan uzaklaşanlar **mavi** renklerde gösterilir.

# Ekokardiyografi ve Renkli Akış Görüntüleme

$$\Delta f = \pm \frac{2f_0 V \cos\theta}{C}$$



# Ultrasonik Doppler Akış Ölçme

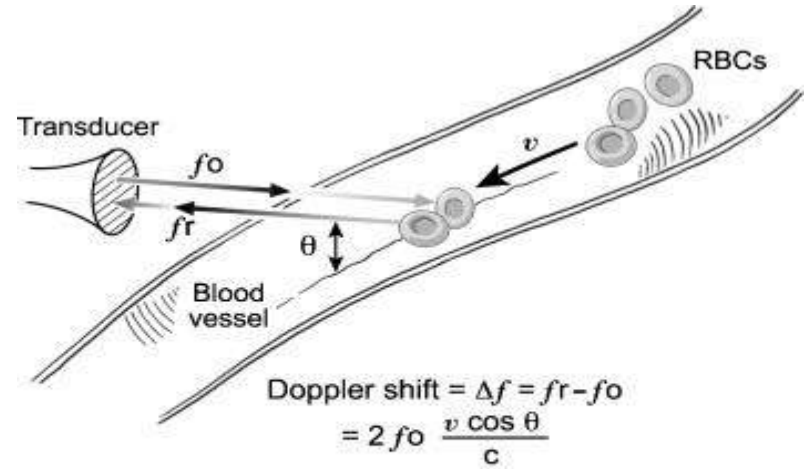
## Sürekli dalga (Continuous Wave, CW) Doppler

Sabit frekanslı bir ultrason dalgası bir kristalden sürekli gönderilir, komşu kristallerden ise herhangi bir derinlikteki hareketli ortamdan yansıyarak gelen ve frekansı sapmış dönen dalga alınır. Gönderme ve alma sürekli olduğu için **çok yüksek akış hızları** belirlenebilmektedir.

## Darbeli dalga (Pulsed Wave, PW) Doppler

Probdan bir ultrason darbe dizisi (burst of ultrasound) gönderilir ve belli bir gecikme ile yansıyan sinyaller alınır.

Bu sistemin en büyük avantajı, çözünürlüğün çok iyi olması, buna karşılık dezavantajı ise PRF (Pulse repetition frequency) çok fazla arttırmadığından ( $f = \frac{1}{2} PRF$ , Nyquist Limiti geçildiğinde) örtüşme (Aliasing) oluşur ve **yüksek akış hızlarının tespiti güçleşmektedir.**



$f_0$  = transmitted frequency  
 $f_r$  = reflected frequency  
 $v$  = velocity of red blood cells  
 $c$  = speed of ultrasound in blood



# Renkli Akış Görüntüleme Tekniği

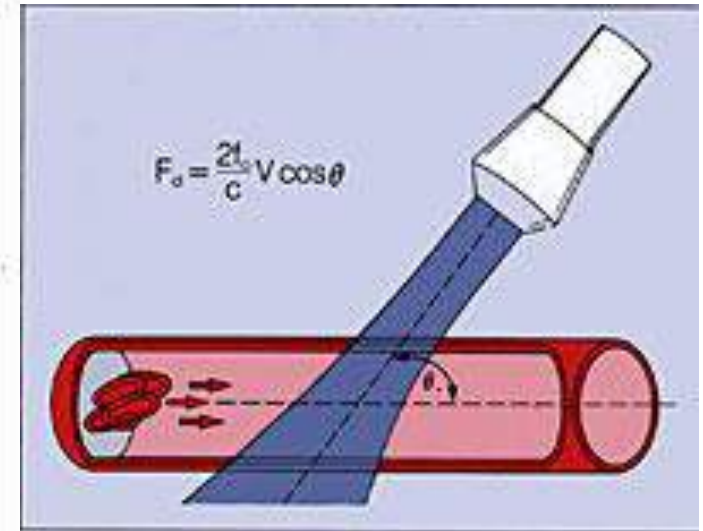
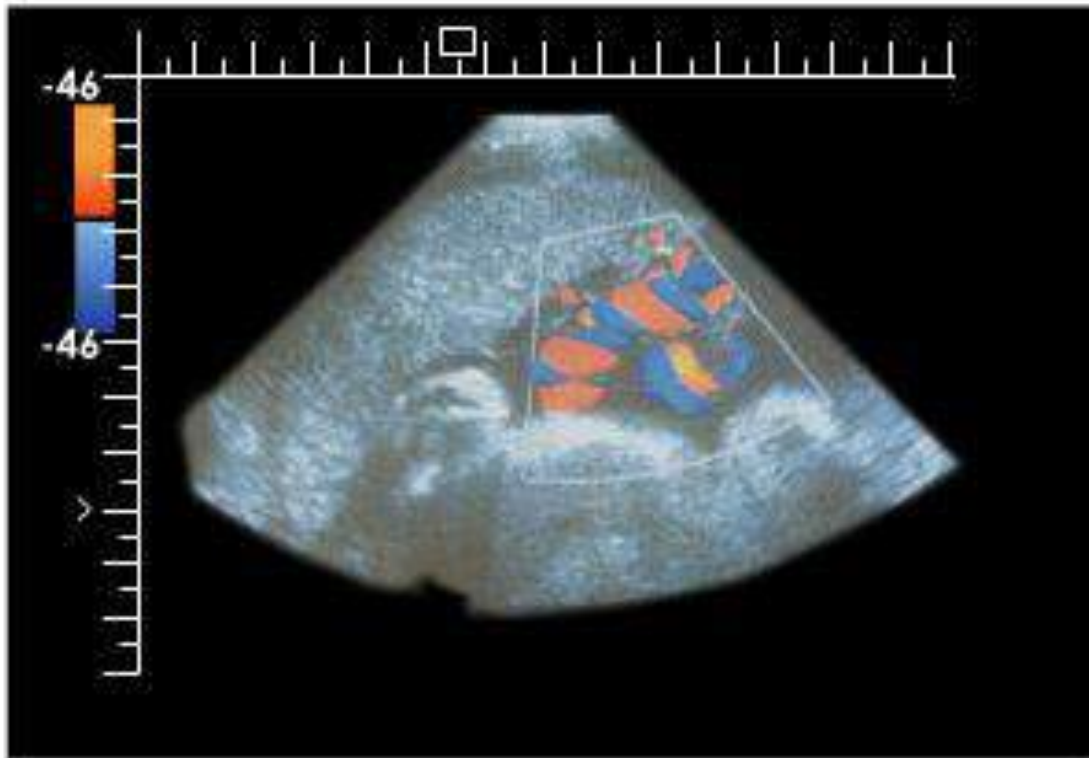
Renkli akış görüntüleme tekniği, gerçek zamanlı, iki boyutlu görüntü üzerine oturtulmuş ve anatomik yapıların renk ile ifade edilmesi sonucu renkli akış bilgisi sağlayan bir doppler görüntüleme sistemidir.

Proba yönelmiş akışlar kırmızının tonları, uzaklaşanlar ise mavinin tonları şeklindedir. Ortalama akış hızı ise renk şiddeti şeklinde ifade edilmektedir. Bu yüzden yüksek hızlar parlak renkler, düşük hızlar ise daha koyu renklerle gösterilir.

Buradaki frekans sapması, 20Hz-20kHz arasındadır.

*Araştırma Konusu: Elektromanyetik dalgalarda doppler etkisi nasıl gerçekleşir ? Elektromanyetik dalgalarda doppler etkisinden nasıl faydalanılabilir ?*

# Renkli Akış Görüntüleme Tekniği



A colour sonograph using Doppler effect show blood flow through human heart.  
Red colour : blood flow towards the transducer;  
Blue colour : blood flow away from the transducer

# Ultrasonografinin Avantaj ve Dezavantajları

## Avantajları:

- Radyasyon tehlikesi yoktur.
- Non-invasive bir tekniktir.
- Diğer görüntüleme tekniklerine göre (CT ve NMR) oldukça ucuzdur.
- Taşınabilir bir yapıya sahiptir.
- Özel oda gerektirmez (Röntgendeki gibi).
- Görüntülenecek organların hareketli olmaları herhangi bir sakınca oluşturmaz.
- Her planda (düzlemde) görüntü elde etmek mümkündür.

# Ultrasonografinin Avantaj ve Dezavantajları

## Dezavantajları:

- Kemik, hava kabarcığı, gaz gibi oluşumlar **ultrasonik dalgaları geçirmediğinden**, akciğerler, bağırsaklar bu yöntemle incelenemez.
- Kaliteli bir görüntü için hastaların ultrason muayenesine **aç karnına ve dolu mesaneyle gelmeleri** istenir.
- Görüntülerin yorumlanması **hekim deneyimine** bağlıdır. Sonuçlar kişiden kişiye **göreceli olduğundan** yorumlama **hekimden hekime** değişebilir.
- Cihazın teknolojisi gereği yapılan **varsayımlar**;
  - Tüm ekolar gönderilen ana ses darbesinden gelir.
  - Dönen her ekonun, tek bir ses yansımasından kaynaklandığı,
  - İnsan vücudunda ses hızının bütün dokular için aynı kabul edilmesi,
  - Ses darbesi ve ekosunun doğrusal yol aldığı kabulü,
  - Akustik enerjinin bütün dokularda homojen bir şekilde zayıfladığı, **cihazın görüntü çözünürlüğünü ve kalitesini düşürmektedir.**

# Manyetik Rezonans Görüntüleme Sistemi Çalışma Prensipleri ve Donanımı

**Hazırlayan: Elkt.Yük.Müh.Doğan Deniz DEMİRGÜNEŞ**

Biyomedikal Mühendislik Merkezi  
E mail: [ddemirgunes@gmail.com](mailto:ddemirgunes@gmail.com)

# Sunum Planı

- Manyetik Rezonans Görüntüleme Nedir?
- Kısa tarihçe
- Manyetik Alan ve MR Fiziksel Prensipleri
- Larmor Frekansı ve RF (Radyo Frekansı) Darbesi
- MR Sinyalinin Oluşumu
- T<sub>1</sub> ve T<sub>2</sub> Dengesel Durumları ve Sekanslar
- MR Cihazı Donanımına Genel Bakış

# Manyetik Rezonans (MR) Nedir?

- Manyetik rezonans adından da anlaşılacağı üzere **manyetik titreşim** anlamına gelir. MR cihazı **protonların manyetik alan altındaki titreşimlerinden** hareketle görüntü oluşturulan bir görüntüleme sistemidir.
- MR cihazının en etkili kullanım alanı ise **vücuttaki yumuşak dokulardır**. MR yumuşak dokularda **maksimum kontrast ve görüntüleme yeteneğine** sahiptir.
- İncelenen yumuşak vücut dokusunun **özellikleri, boyutu ve yeri hakkında** detaylı bilgi verir. Bu bilgi hızlı ve doğru tanıya varabilmek için çok yardımcıdır. Gerek **anatomik** gerekse **fonksiyonel** görüntüleme yapabilir.



## Tarihçe

**1946 - Bloch & Purcell:** NMR olayı ve MR sinyalini keşfetti, bu keşifleriyle 1952 yılında Nobel ödülü kazandılar. (Felix Bloch & Edward Purcell)

**1950-1960-1970** yılları arasında MR kimyasal ve fiziksel analizlerde kullanılan analitik bir cihaz olarak gelişimine devam etti.

**1971 - Raymond Damadian** MR sinyalinin normal doku ve tümörlü dokular için farklı değerlere sahip olduğunu keşfetti.

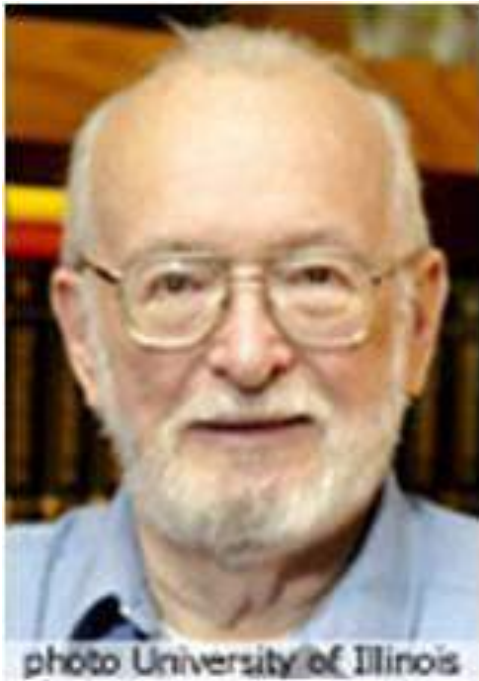
**1973 - Lauterbur:** Görüntü oluşumunda gradyan alanları kullandı. Hızlı görüntü oluşturma tekniğini keşfetti.

**1977 - Mansfield:** Hızlı görüntüleme tekniği ile ilk insan anatomisine yönelik MR görüntüsünü elde etti.

**2003 - Paul Lauterbur and Peter Mansfield,** MR cihazının gelişimine katkılarından ötürü fizyoloji/tıp alanında Nobel ödülüne layık görüldüler.

# Tarihçe

## 2003 Nobel Prize in Physiology or Medicine



**Lauterbur, 1929**

**MRI**



**Mansfield, 1933**

# Manyetik Alan

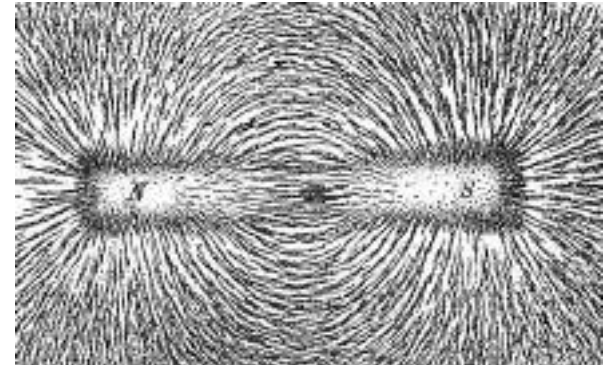
**Manyetik alan** hareket eden **elektrik yükleri tarafından**, zamanla değişen elektrik alandan veya **mıknatıs** özellikli temel parçacıklar tarafından içsel olarak üretilen **vektörel bir kuvvettir**.

Dünya kendi manyetik alanını üretir ve bu manyetik alan **pusulanın temel çalışma prensibini** oluşturur.

Manyetik alan, bir **mıknatısın** özelliklerini gösterebildiği alandır. Mıknatısın çevresinde oluşan çizgilere, mıknatısın o bölgede oluşturduğu **manyetik alan çizgileri** denir. Manyetik alan çizgilerinin yönü **kuzeyden (N) güneye (S)** doğrudur.

Manyetik alan **B harfiyle** temsil edilir. Sırp bilim adamı Nikola Tesla'nın soyadı olan **Tesla ile (SI birimi) ölçülür**.

Tesla günlük olaylar için **çok büyük bir birim** olduğundan pratikte, **gauss (G)** kullanılmaktadır. **1 T=10.000 Gauss**



# Manyetik maddeler

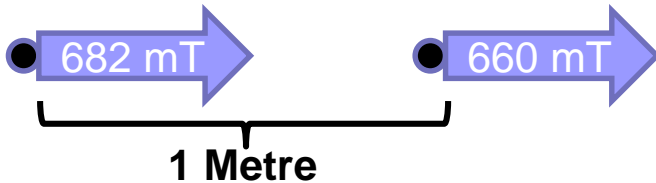
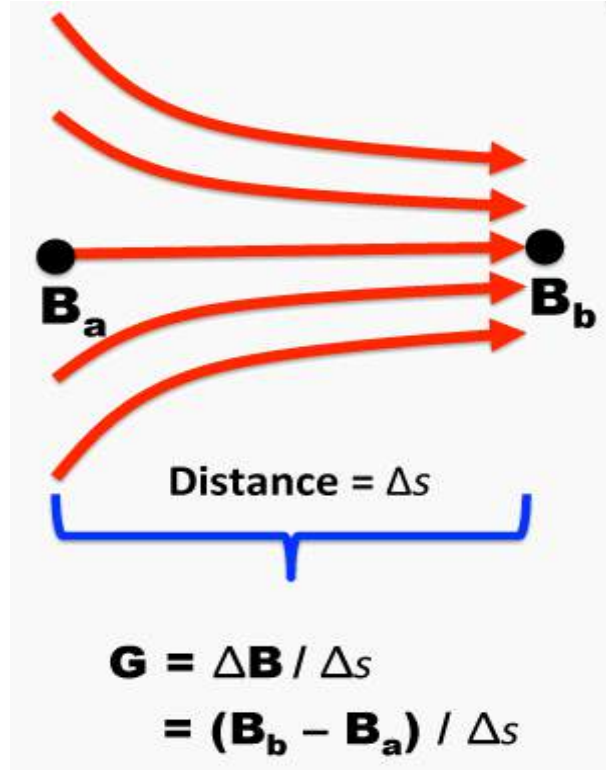
**Michael Faraday**, maddelerin **manyetik alana verdikleri tepkiye** göre üç grupta toplanabildiğini gösterdi:

**Diyamanyetik maddeler:** Zayıf bir şekilde etkilenen maddelerdir. Radyum, potasyum, magnezyum, hidrojen, bakır, gümüş, altın ve su diyamanyetik gruba girerler.

**Paramanyetik maddeler:** Orta şekilde etkilenen maddelerdir. Paramanyetizma çift sayıda elektronlara sahip maddelerde görülür. Hava, alüminyum ve silisyum paramanyetik gruba girer.

**Ferromanyetik maddeler:** Kuvvetli bir şekilde mıknatıslardan etkilenen maddelerdir, Demir, nikel, kobalt ve alaşımlarını içeren maddeler bu gruba girer.

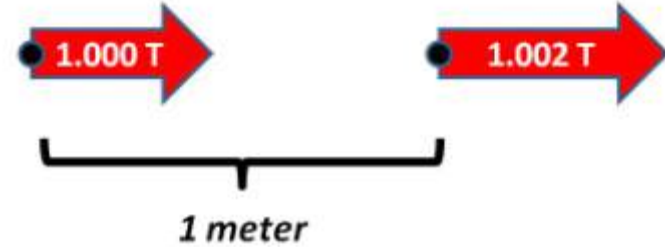
# Manyetik alan gradienti



**Manyetik alan gradyanı (G); herhangi bir yüzeydeki manyetik alan değişiminin ( $\Delta B$ ), yüzey alanın değişimine (uzaklık) ( $\Delta s$ ) oranı şeklinde tanımlanır.**

**$G = \Delta B / \Delta s$  (T/m veya G/cm ile ölçülür.)**

$$\text{Gradient} = (1.002 - 1.000) / 1 \\ = 2 \text{ mT/meter}$$

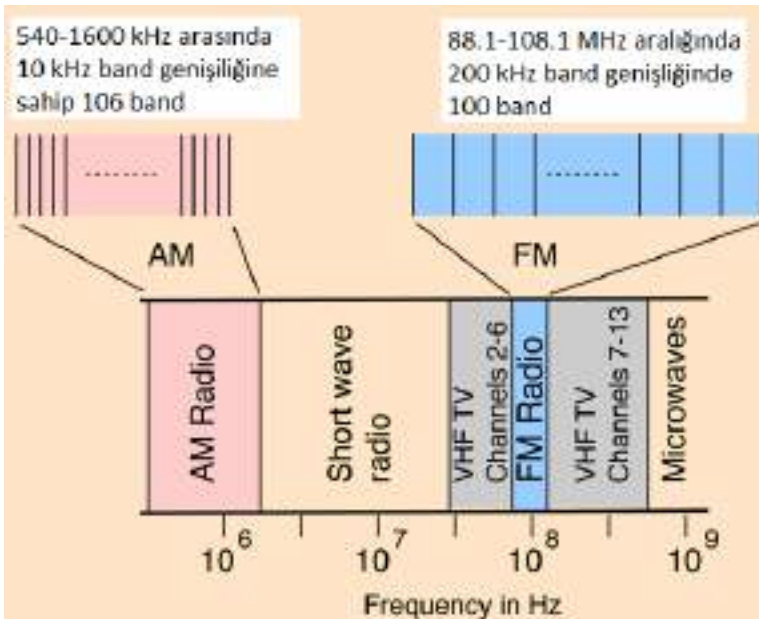


Bu örnekte gradyanın **yalnızca genliği** hesaplanmıştır. Gradyan (G) da tıpkı ana manyetik alan gibi **vektörel** bir büyüklüktür. Yani **genliği ve doğrultusu** vardır. Yukarıdaki örnekte gradient (G) alan vektörünün genliğinin z-doğrultusunda **2 mT/metre** olduğu veya  $G = G_z = 2 \text{ mT/metre}$ , x ve y doğrultusunda manyetik alan değişimi olmadığından  $G_x = 0$  ve  $G_y = 0$  yazabiliriz.

# Radyo Frekansı (RF)

Elektromanyetik spektrumda, AM bandının üst ucundan VHF televizyon bandının alt kısmına kadar olan frekans bandı "kısa dalga" şeklinde adlandırılır. Bu bant "radyo frekansı" veya RF olarak adlandırılan 1605 kHz ila 54 MHz arasında iletişim için kullanılan bir banttir.

Frequencies: 1.605 - 54 MHz
Wavelengths: 187 - 5.55 m
Quantum energies: $.66 \times 10^{-8}$ - $.22 \times 10^{-6}$ eV



RF-body coil with braidage design



Quadrature head coil with braidage design



# Manyetik Rezonans (MR) Nedir?

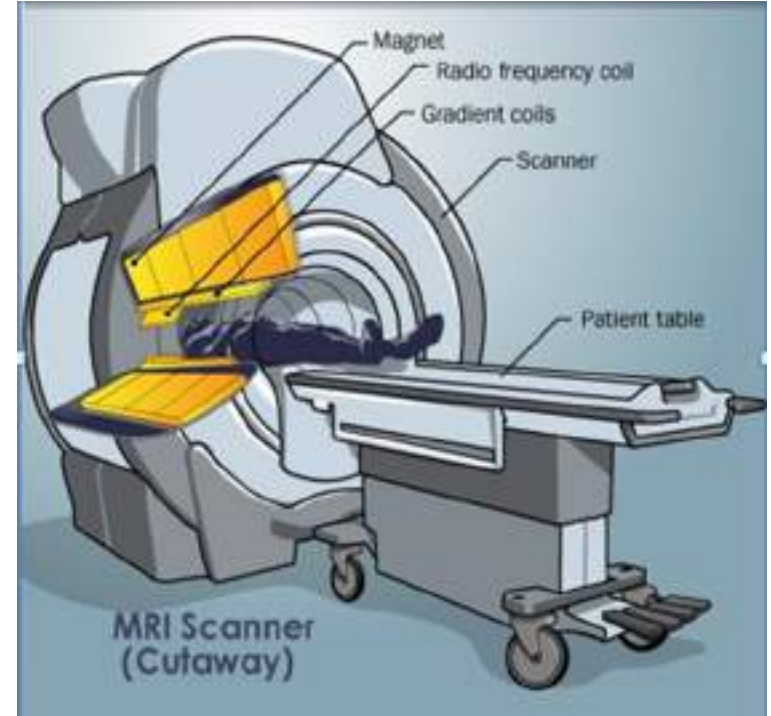




# MR Cihazı Donanımı

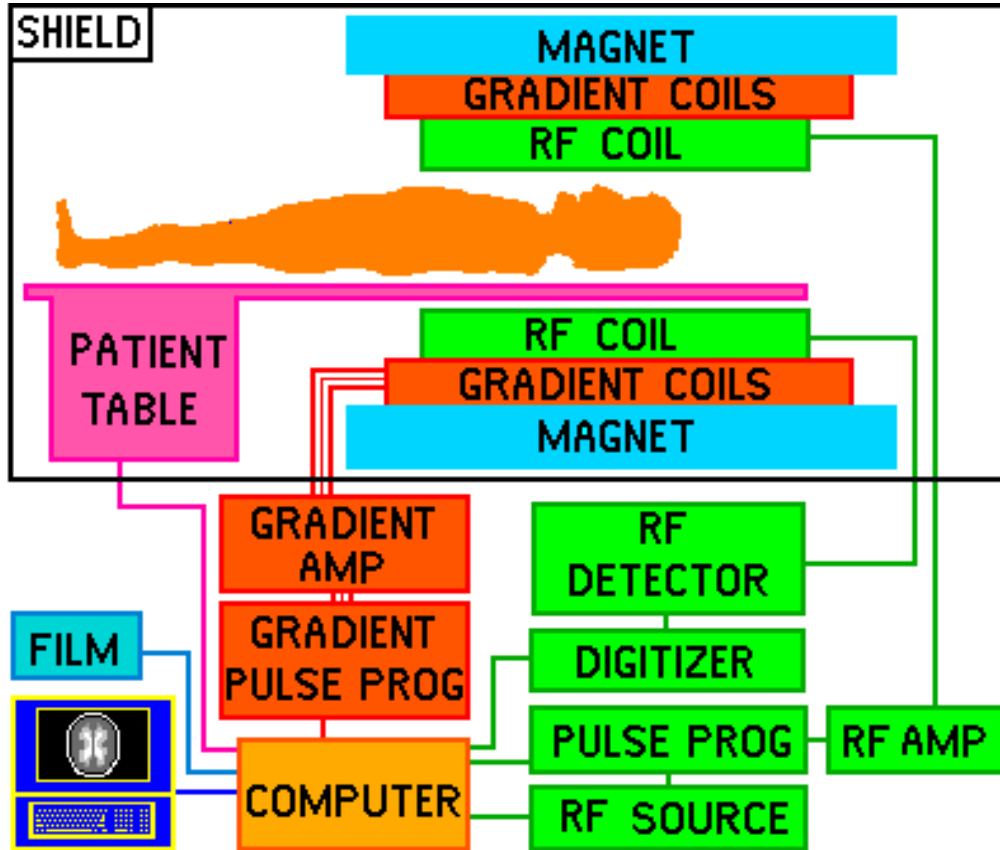
MR cihazı temel olarak şu ana bloklardan oluşur.

- Tarayıcı (Magnet)
- Sargılar (RF ve Gradient Sargılar)
- RF/Gradyan Sinyal kuvvetlendiriciler
- Kontrol üniteleri
- Hasta masası
- Monitörizasyon ve kayıt üniteleri
- Diğer parçalar

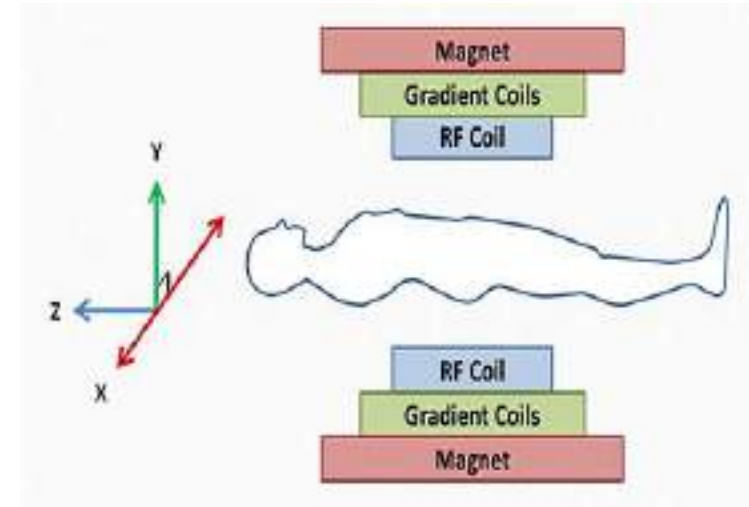


# MR Cihazı Donanımı

MR cihazı blok diyagramı ve MR cihazı parçaları



1. Magnet
2. Hasta masası
3. RF Sargıları
4. Gradyan sargıları
5. RF ve Gradyan Amplifikatörleri
6. Bilgisayar ünitesi



# Magnet

MR görüntüleme yapılabilmesi için **protonların** güçlü bir **ana manyetik alana ( $B_0$ )** maruz bırakılmaları gereklidir. Bu güçlü ana manyetik alan da **çok güçlü bir mıknatıs özelliği olan magnet** tarafından oluşturulur.

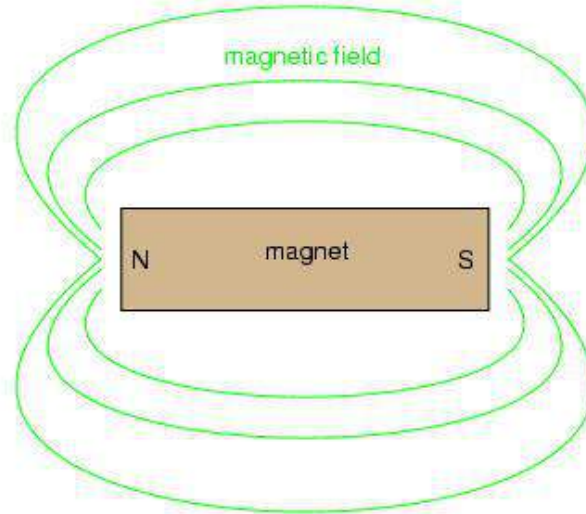
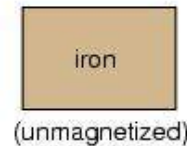
Oluşturulan manyetik alan Tesla cinsinden ifade edilir (1 Tesla=10000 Gauss).

**3 farklı tipte magnet** vardır. Bunlar

- **Permanent magnet,**
- **Rezistif magnet ve**
- **Süperiletken magnet**tir.

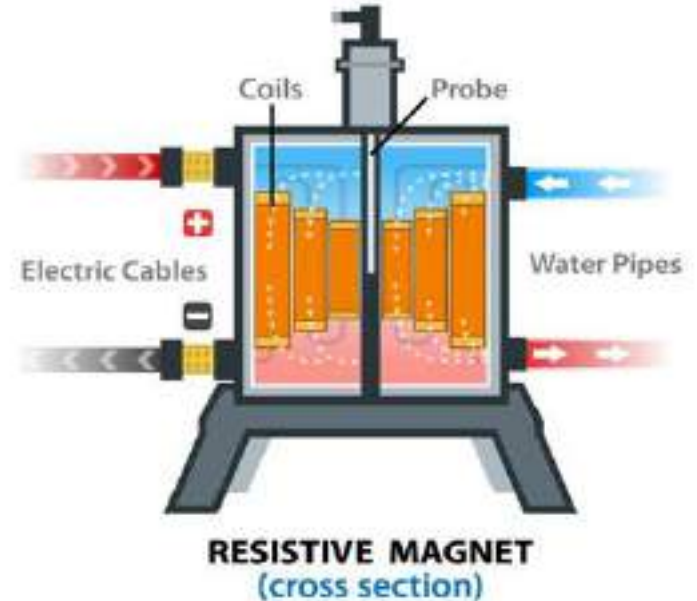
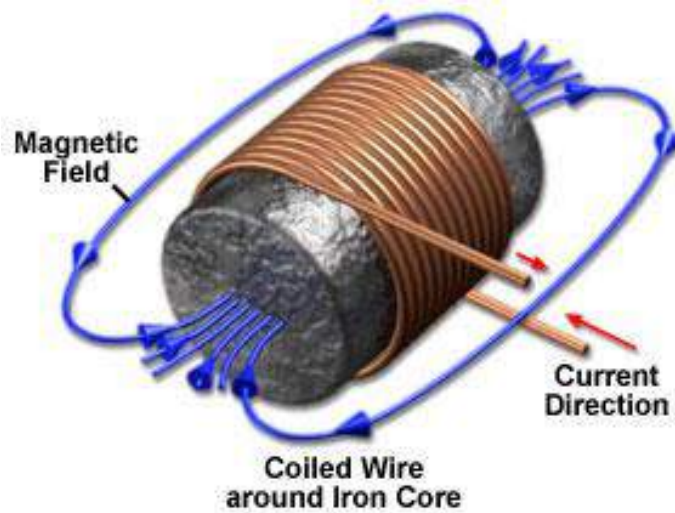
# Permanent Magnet

- Elektriksel bir manyetik alan oluşturulmasına gerek duyulmadan **doğal ve sürekli manyetik alan gücü** sağlar.
- Avantajları **elektrik enerjisi gerektirmemeleri** ve **ucuz sistemler** olmalarıdır.
- Bu tür magnetlerde **yüksek alan güçlerine ulaşmak mümkün değildir.**
- Manyetik alanın gücü, magnetin ağırlığı ile doğru orantılı olarak artar.



# Rezistif Magnet

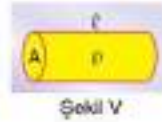
- Bir sargıdan elektrik akımı geçirilerek manyetik alan oluşturma prensibine dayanır.
- Bu tip magnetler sadece içinden elektrik akımı geçtiği müddetçe manyetikdir. Elektrik enerjisi kesildiğinde manyetik alan da kaybolur.
- Sistemin açılıp kapatılması oldukça kolaydır. Bu tür magnetlerde ısınma büyük problem oluşturur. Elektrik sarfiyatı fazladır.



# Isının Direnç Değerine Etkisi

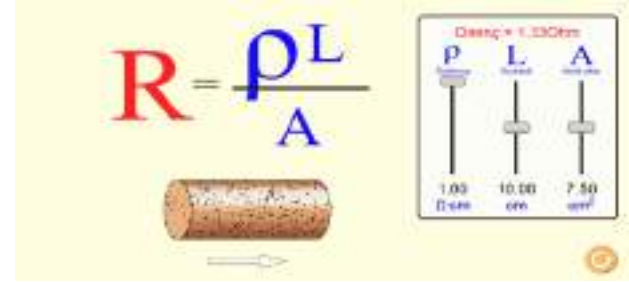
- Ohm kanununa göre bir iletkenin akan akım ( $I$ , Amper), gerilim ( $V$ , Volt) ve iletkenin direnci ( $R$ , Ohm) arasında  $V = I \times R$  gibi bir ilişki mevcuttur.
- Bir iletkenin direnci üç temel değişkene bağlıdır. Bunların ilki malzemenin **özdirencidir**. Diğer ikisi telin geometrisine bağlı olan **telin uzunluğu ve kesit alanıdır**.

1. İletkenin cinsi özdirenci ( $\rho$ )
2. İletkenin boyu ( $l$ )
3. İletkenin dik kesit alanı ( $A$ )



Buna göre, Şekil V teki iletkenin direnci

$$R = \rho \cdot \frac{l}{A} \text{ ile hesaplanır. Birimi ohm } (\Omega) \text{ dur.}$$



- Bir iletkenin **özdirenci sıcaklıkla doğru orantılı** olarak;

$$\rho = \rho_0 [1 + \alpha \cdot (T - T_0)] \text{ şeklinde değişir.}$$

Burada  $\alpha$  sabiti **özdirencin sıcaklık katsayısını**,  $T_0$ ; kelvin cinsinden oda sıcaklığını,  $\rho_0$  ise iletkenin oda sıcaklığındaki özdirencini gösterir. Örneğin bakırın oda sıcaklığındaki özdirenci  $1,69 \cdot 10^{-8}$  Ohm.m'dir.

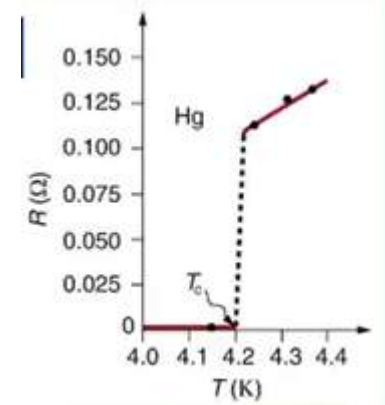
# Isının Direnç Değerine Etkisi

➤ Özdirence paralel olarak direncin sıcaklığa bağlı değişimi;

$R_2 = R_1[1 + \alpha(T_2 - T_1)]$  şeklinde olup; burada R1, ilk direnç, R2 ısı artışına göre değişen ikinci direnç,  $\alpha$  sıcaklık katsayısı, T1 ve T2 ise sırasıyla ilk ve son sıcaklık değerleridir.

*Bazı metallerin sıcaklık katsayıları*

Metal	Sıcaklık katsayısı (1/°C)
Bakır	0,0039
Alüminyum	0,0038
Nikelin	0,00018
Manganin	0,00002



➤ Bazı metallerin dirençleri kritik sıcaklıkta sıfıra yaklaşır. Ohm kanunu hatırlayacak olursak  $I=V/R$  formülünde  $R=0$  olması durumunda iletkenen geçen akım ve gerilim nasıl olacaktır?

➤ Bu durum söz konusu iletkeni süper iletken hale getirir, o iletkene uygulanan akım çok uzun süre devam eder. Çok küçük bir akım ile çok yüksek manyetizma elde edilebilir.



# Süperiletken Magnet

**En yüksek** manyetik alan gücünün elde edildiği magnetlerdir.

Yüksek manyetik alan oluşturabilmek için **magnetin çevresini saran tellerden yüksek elektrik akımı** geçirmek gerekir. Bu nedenle de teller giderek ısınırlar. Süper iletken magnetlerde **iletkenler elektrik akımına sıfır direnç gösterdikleri** için (süperiletkenlik hali) çok düşük sıcaklık derecelerinde bulundurulurlar.

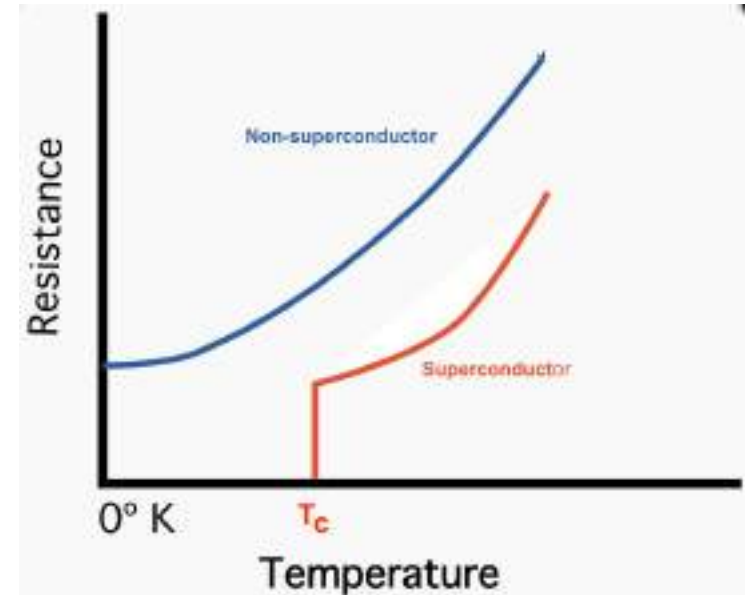
Bu sistemin avantajları **yüksek değerde ve oldukça iyi bir homojeniteye sahip bir manyetik alan oluşturmaları**, yüksek (Sinyal Gürültü Oranı-SNR)'na sahip olmaları sonucu **hızlı görüntülemeye imkan** sağlamalarıdır.

Dezavantajları ise **pahalı olmaları**, sistemin kolaylıkla açılıp kapanmaması ve **kriyojen gazların kullanım zorunluluğu** olmasıdır.

# Süperiletken Magnet

**Süperiletkenlik**, sıcaklık belli bir değerin altına düştüğünde bir malzemenin **elektriksel direncinin tamamen sıfır** olmasıdır.

**Altın, gümüş, bakır** gibi sıradan bir iletkenin direnci sıcaklığı düştükçe azalır. Fakat sıcaklığın mutlak sıfıra (mümkün olan en düşük sıcaklığa) yaklaştığı durumlarda bile **direnç sıfıra düşmez**. Metalin tamamen saf olmaması ve yapısındaki bozukluklar buna engel olur. **Süperiletken malzemelerde ise sıcaklık belirli bir değerin altına düştüğünde malzeme süperiletken durumuna geçer**. Bir elektrik akımı süperiletken malzemenin içinden hiçbir kaynaktan güç almadan akmaya devam edebilir.



# Homojenite

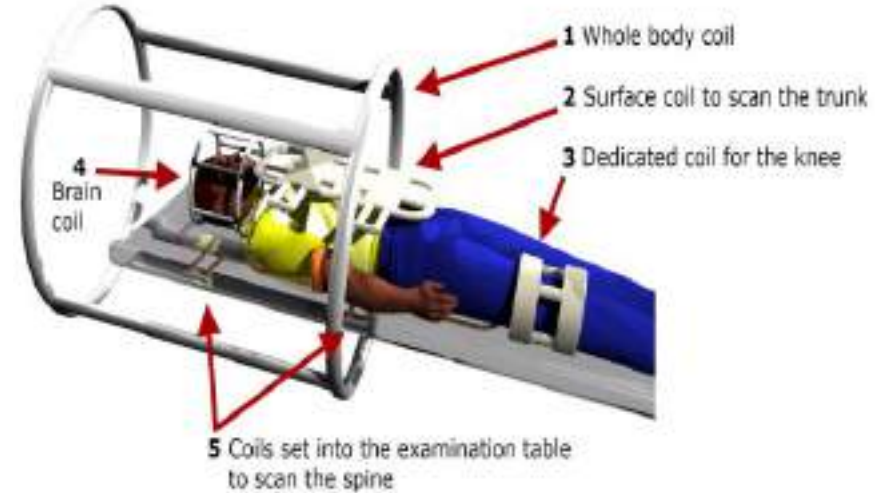
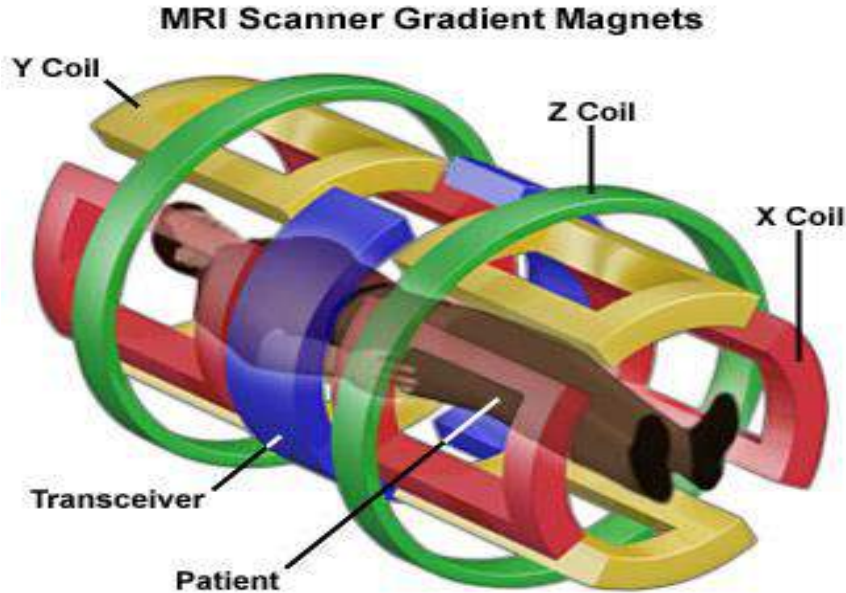
Homojenite, MR cihazını oluşturan mgnette oluşan ana manyetik alanın, **magnetin içindeki her noktada uniform olarak aynı değere sahip** olmasıdır. Manyetik alan **homojenitesi ppm (parts per million)** magnetin **küresel hacim çapı** üzerinde (diameter of spherical volume DSV) ölçülür.

Örneğin: 3.0T ana manyetik alana sahip bir magnet 40 cm. küresel hacim çapında (DSV), homojenitesinin  $<1$  ppm olması, magnetin izo merkezinden  $\pm 20$  cm bütün mesafelerde manyetik alan gücünün  **$3.0T \times (1/1,000,000)$  or  $0.000003T$**  dan farklı olmaması anlamına gelir.



# Sargılar

- Gantrinin içinde ana magnetin yanı sıra iletken tellerden oluşturulmuş **bobinler** bulunur.
- Bunlar magnetin iç tarafından gantri boşluğuna doğru sırasıyla **shim, gradient ve RF sargılarıdır**.
- Tüm bu sargılar  **sinyallerin algılanması ve manyetik alanda homojenliğin sağlanması için** gereklidir.



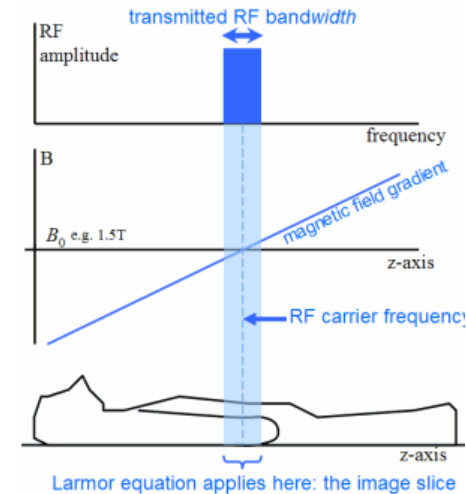
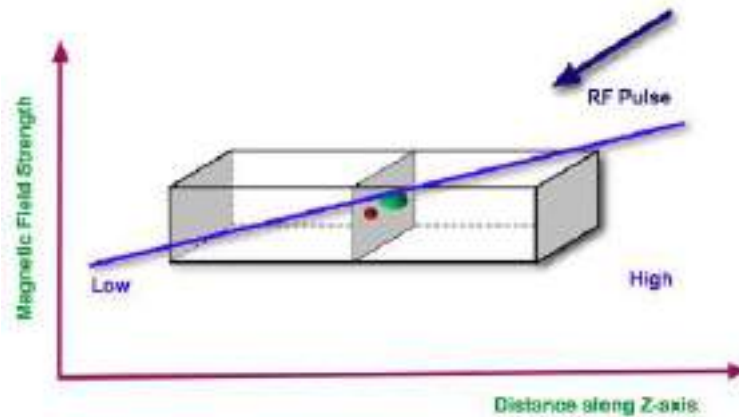
## Shim Sargıları

Manyetik alanın **daha düzenli olmasını sağlamak için kullanılan sargılardır**. Ana magnetin oluşturduğu manyetik alanda meydana gelen **düzensiz ve homojen olmayan alanlar** bu sargılarla dengelenir.

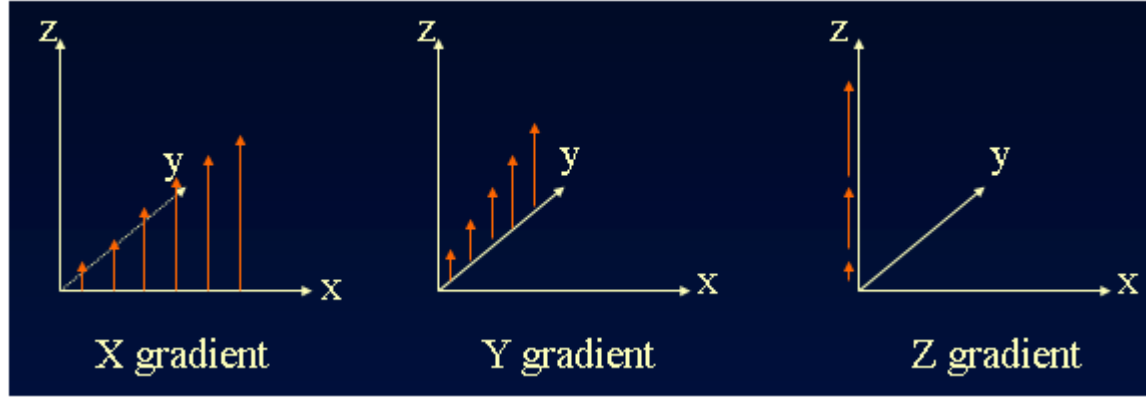


# Gradyan (Gradient) Sargıları

- Bu sargılar ana manyetik alanda **değişiklik yapmak** için kullanılır.
- Üç farklı gradyan sargı vardır. Bu sargıların her birisi **x, y ve z** koordinatlarından **sadece birini** kontrol eder.
- Görüntü oluşturulurken bu sargılar bilgisayar kontrollü olarak biri veya birkaçı çok hızlı bir biçimde defalarca açılıp kapatılarak, ana manyetik alanda ufak değişiklikler yapılır.
- Z doğrultusundaki gradyan ile **hastanın pozisyonu değiştirilmeden kesitler** elde edilebilir.



# Gradient Sargıları-Kesit Seçimi



X ve Y doğrultusundaki gradyan sargılar, ana manyetik alanda ufak değişiklikler oluşturarak farklı bölgelerdeki protonların dönü hareketlerinin belli tek bir **faz veya frekansta değiştirilmesine** sebep olarak sonuçta **görüntünün parlaklık değerlerinin** elde edilmesini sağlarlar.

**X Gradienti** :Frekans kodlama

**Y Gradienti** :Faz kodlama

**Z Gradienti** :Kesit (slice) seçimi

Görüntü voksel değerleri



# RF Sargıları

Görüntülenecek dokuyu uyarmak ve sinyal almak amacıyla **iki farklı tipte RF sargıları** kullanılabilir.

- Birinci tipteki sargılar, **hem inceleme anındaki dokuları uyaracak sinyalleri gönderip hem de sinyal toplayıcı olarak kullanılabilen özellikte,**
- İkinci tiptekiler ise incelenecek vücut yüzeyine yerleştirilen ve **sadece dokudan gelen sinyalleri toplayan** antenler şeklindedir.



# Kontrol ve Görüntüleme Üniteleri

Bu üniteler MR sinyali algılandıktan sonra görüntü oluşuncaya kadar geçen evreleri gerçekleştiren elektronik elemanlardan oluşurlar.

MR cihazının çeşitli bölümlerinin birbirleriyle haberleşmesini sağlayan, bunun için gerekli protokolleri içeren sistemlerdir.

Hastaya uygulanacak olan RF darbesinin frekans bandı ve gücünün düzenlenmesi, uygulanacak gradient sinyallerinin ayarlanması, coilde algılanan MR sinyalinin yükseltilmesi, işlenmesi ve görüntüye çevrilmesi gibi işlemler hep bu ünitelerde gerçekleştirilir.

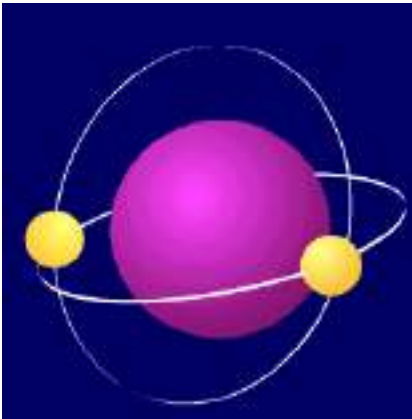
## Diğer Kısımlar

- MR cihazının kurulduğu yerin **altyapısının** çok iyi olması gerekir.
- MR cihazlarının girişinde **cihazın voltaj ve akımı kalitesini düzenleyici filtreleme sistemleri ve kesintisiz güç kaynakları** bulunur.
- Ayrıca **magnetin soğutmasını sağlayan Helyumu magnet içine belli bir basınçta püskürten Helyum kompresörü** vardır.
- **Operatör konsolü;** bilgisayar vasıtasıyla çekim için gerekli parametrelerin girildiği, hasta bilgilerinin girildiği ve tarama işleminin/hastanın kontrol edildiği yerdir.
- Alınan görüntüler **çalışma istasyonlarına (Workstation)** aktarılarak görüntüler üzerinde çeşitli prosesler gerçekleştirilebilir.
- **Arşiv ünitesinde,** hastalara ait görüntüler **Magnetoptik Disk veya CD-ROM gibi** ortamlara aktarılarak arşivlenebilir.

# Manyetik Rezonans (MR) Nedir?

Manyetik Rezonans (MR), vücuttaki hidrojen atomlarının çekirdeğindeki proton ve nötronların hareketi ile ortaya çıkan “Nükleer Manyetizma” kullanılarak vücut içinden görüntü elde etme tekniğidir.

Temel olarak çok kuvvetli bir manyetik alan içine yerleştirilen dokularda yer alan protonların kendi dönüş frekanslarına eş frekansta bir (Radio Frequency – RF) dalgası ile uyarılarak düşük enerji seviyesinden yüksek enerji seviyesine geçiş sağlanması prensibine dayanır.



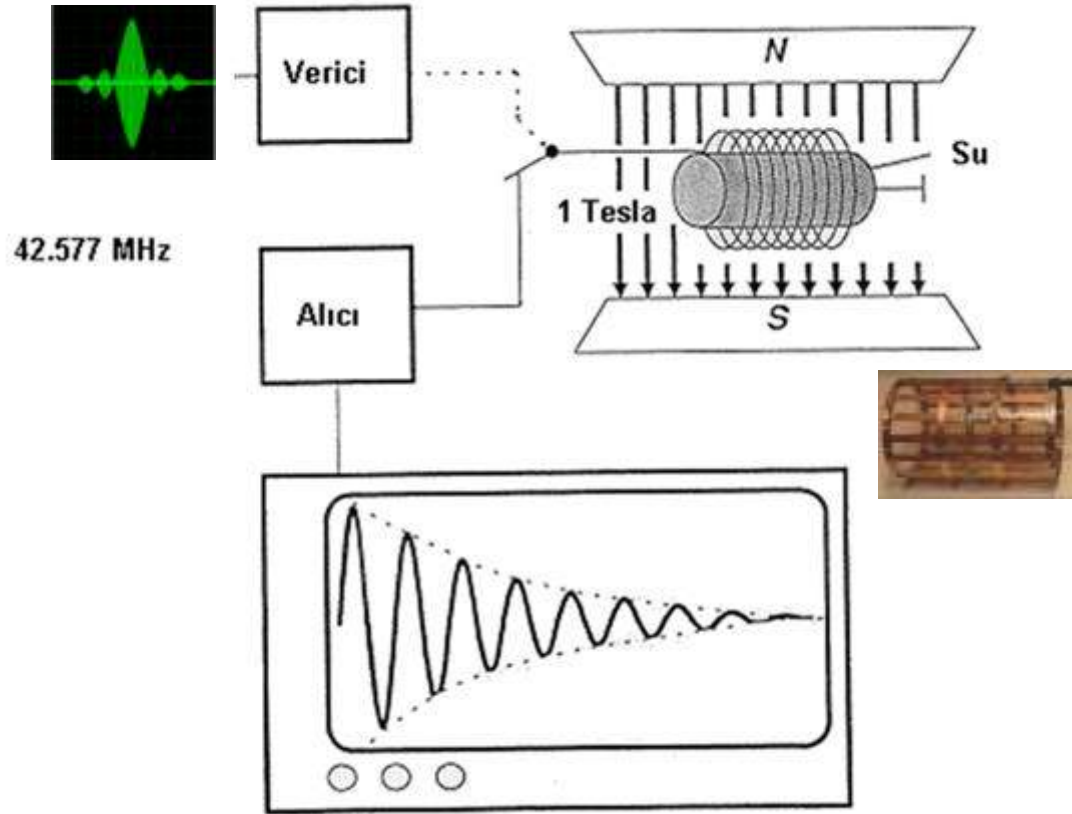
# Manyetik Rezonans (MR) Deneyi

Manyetik Rezonans (MR), cihazının çalışma prensibi;

**Homojen** bir manyetik alanda **su içeren** bir fantomu **Radyo Frekansı (RF)** üreten bir **bobininin** içine koyalım.

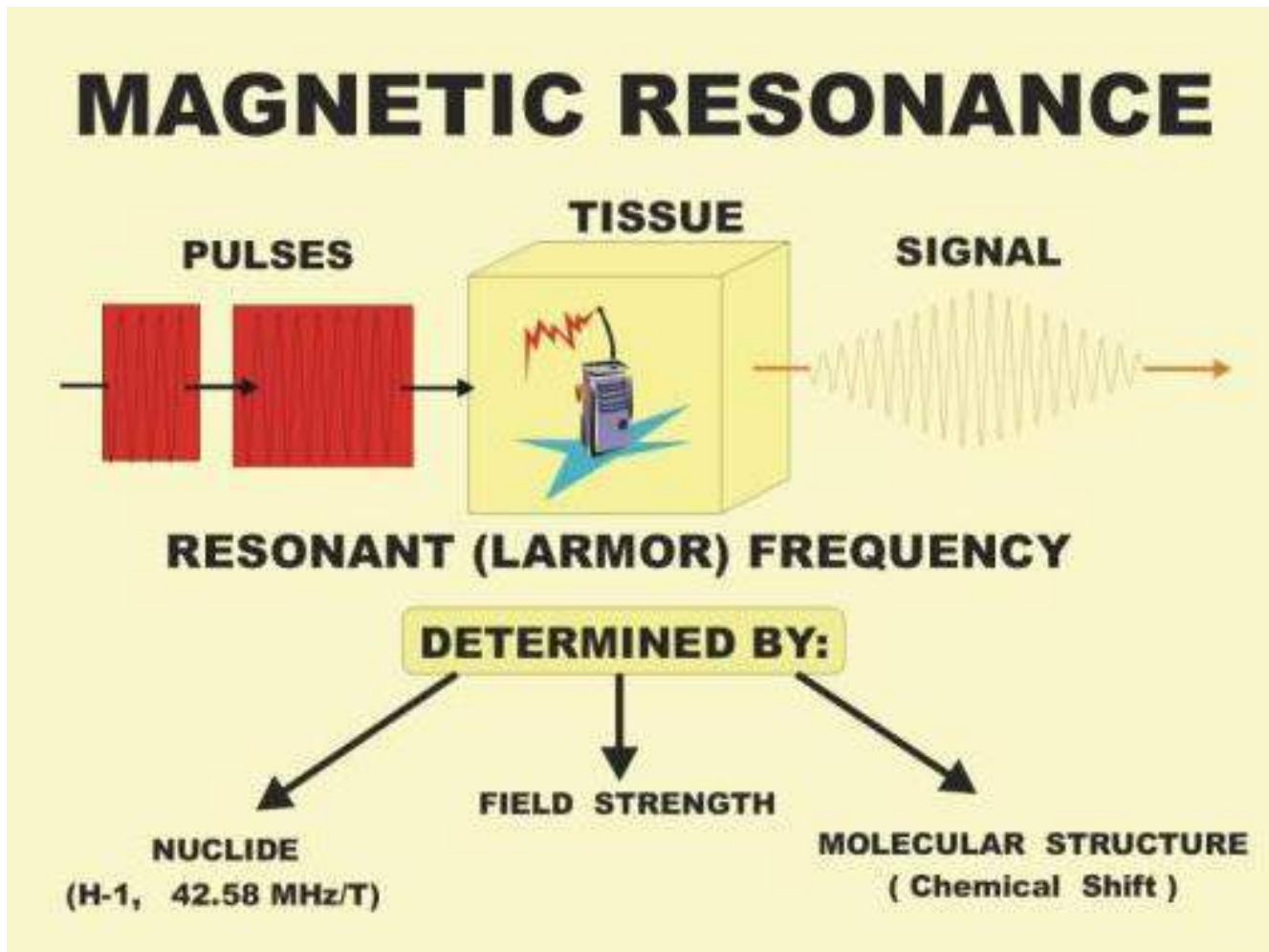
Bu **RF bobinini** bir anahtar yardımıyla hem **alıcı** hem de **verici** olarak kullanabilelim.

Su fantomunu, **simetri eksenini** manyetik alan çizgilerine **dik** olacak şekilde **homojen manyetik alan** içine yerleştirelim.



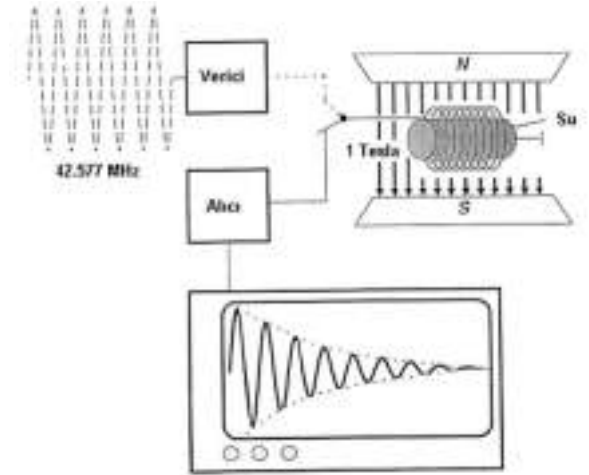
# Manyetik Rezonans (MR) Nedir?

Manyetik Rezonans (MR), cihazının çalışma prensibi;



# Manyetik Rezonans (MR) Nedir?

Su fantomunu çevreleyen **RF bobinine**, **1 Tesla** büyüklüğündeki manyetik alan içinde verici tarafından, **42.577 MHz'lik** frekansa sahip bir **RF sinyali** gönderilirse, ve **RF bobini** hemen alıcı konumuna getirilirse, fantomdan **üstel işlev** şeklinde azalan bir **RF sinyali** yayınlandığı görülür. Bu üstel azalan sinyal **MR sinyali** olarak tanımlanmıştır.



Su için, **1 Tesla** büyüklüğündeki manyetik alanda, **MR sinyali** sadece **42.577 MHz frekansında** gözlenir. Bu frekans **rezonans frekansı** olarak tanımlanır.

$$B = 1 \text{ Tesla} \rightarrow f = 42,577 \text{ MHz}$$

$$B = 2 \text{ Tesla} \rightarrow f = 85,154 \text{ MHz}$$

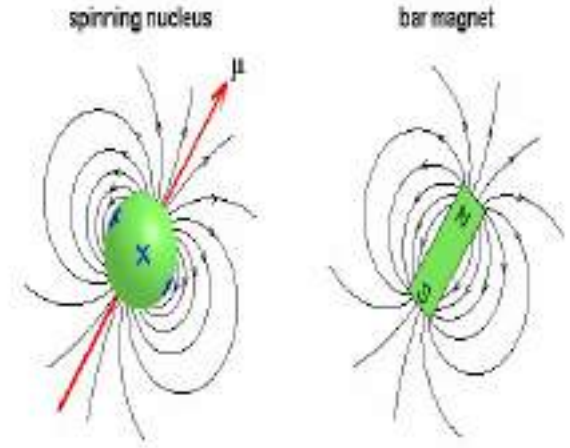
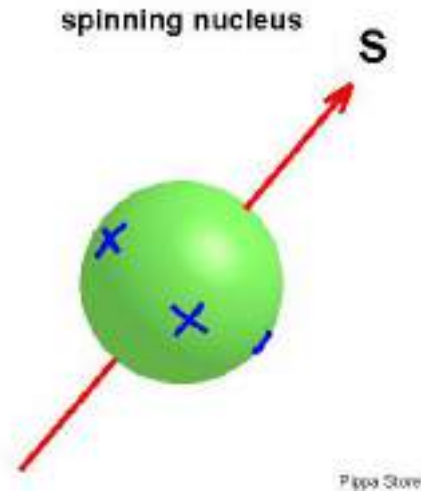
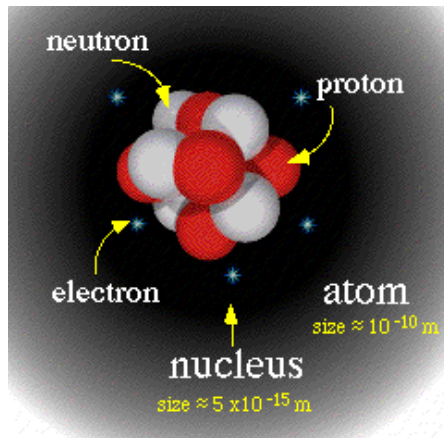
$$B = 3 \text{ Tesla} \rightarrow f = 127,731 \text{ MHz}$$

Sonuç olarak **rezonans (Larmor) frekansı** ana manyetik alanın şiddeti ile **doğru orantılı** olarak değişmektedir.



# Fiziksel Prensipler

- Proton, nötron ve elektronlar *spin hareketi* olarak bilinen bir açısal momentum ile *dönü  $\approx$  kendi eksenini etrafında dönme* hareketi yaparlar.
- Dönü (spin) **tam veya yarım birimlik ayırık sayılarla** (0, 1/2, 1, 3/2, 2, 5/2,...) ölçülür. Çekirdeğin dönüşü *I* ile elektronun dönüşü *S* harfi ile gösterilir. Elektronların dönüşü daima ( $S = \frac{1}{2}$ ) iken, çekirdeğin dönüşü değerleri  $I = 0$ 'dan  $I = 8$  'e kadar  $\frac{1}{2}$ -birimlik artışlarla değerler alabilir.



# Fiziksel Prensipler

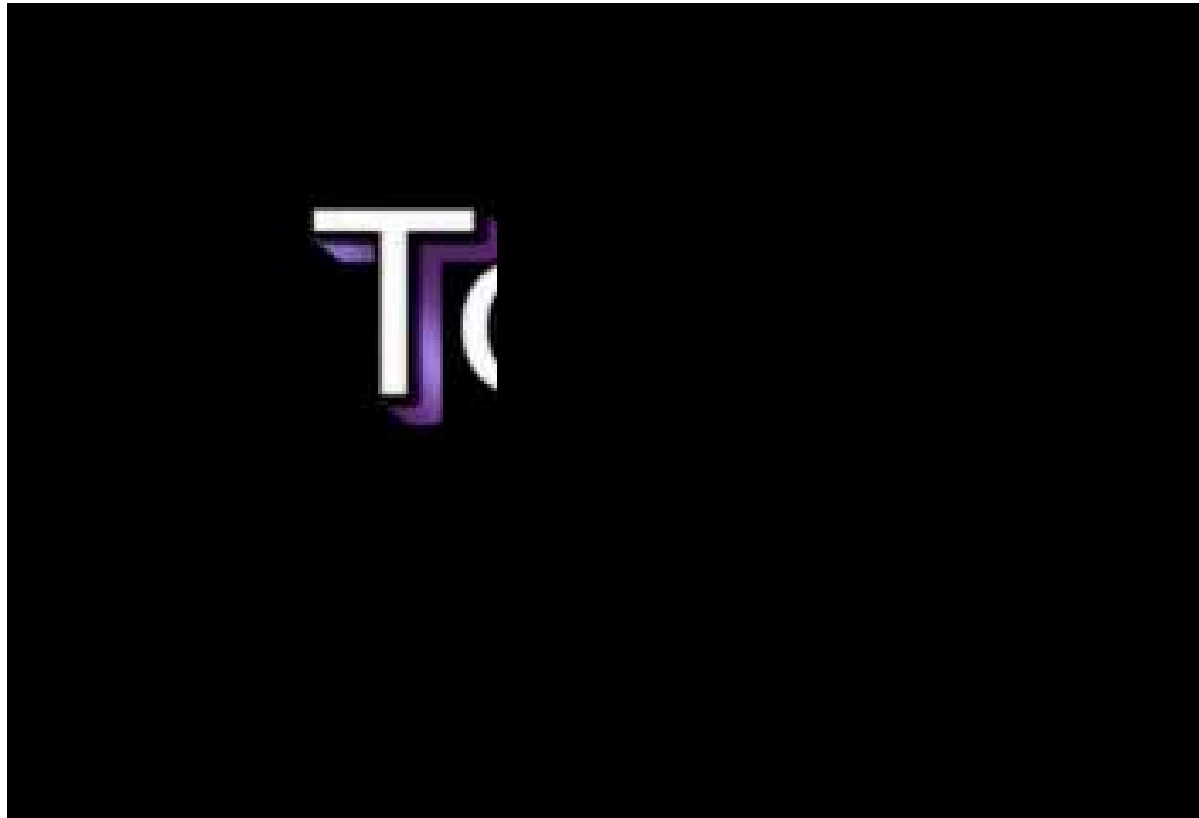
## Manyetik rezonansa uygun atomlar

Nuclei	Unpaired Protons	Unpaired Neutrons	Net Spin	$\gamma$ (MHz/T)
$^1\text{H}$	1	0	1/2	42.58
$^2\text{H}$	1	1	1	6.54
$^{31}\text{P}$	1	0	1/2	17.25
$^{23}\text{Na}$	1	2	3/2	11.27
$^{14}\text{N}$	1	1	1	3.08
$^{13}\text{C}$	0	1	1/2	10.71
$^{19}\text{F}$	1	0	1/2	40.08

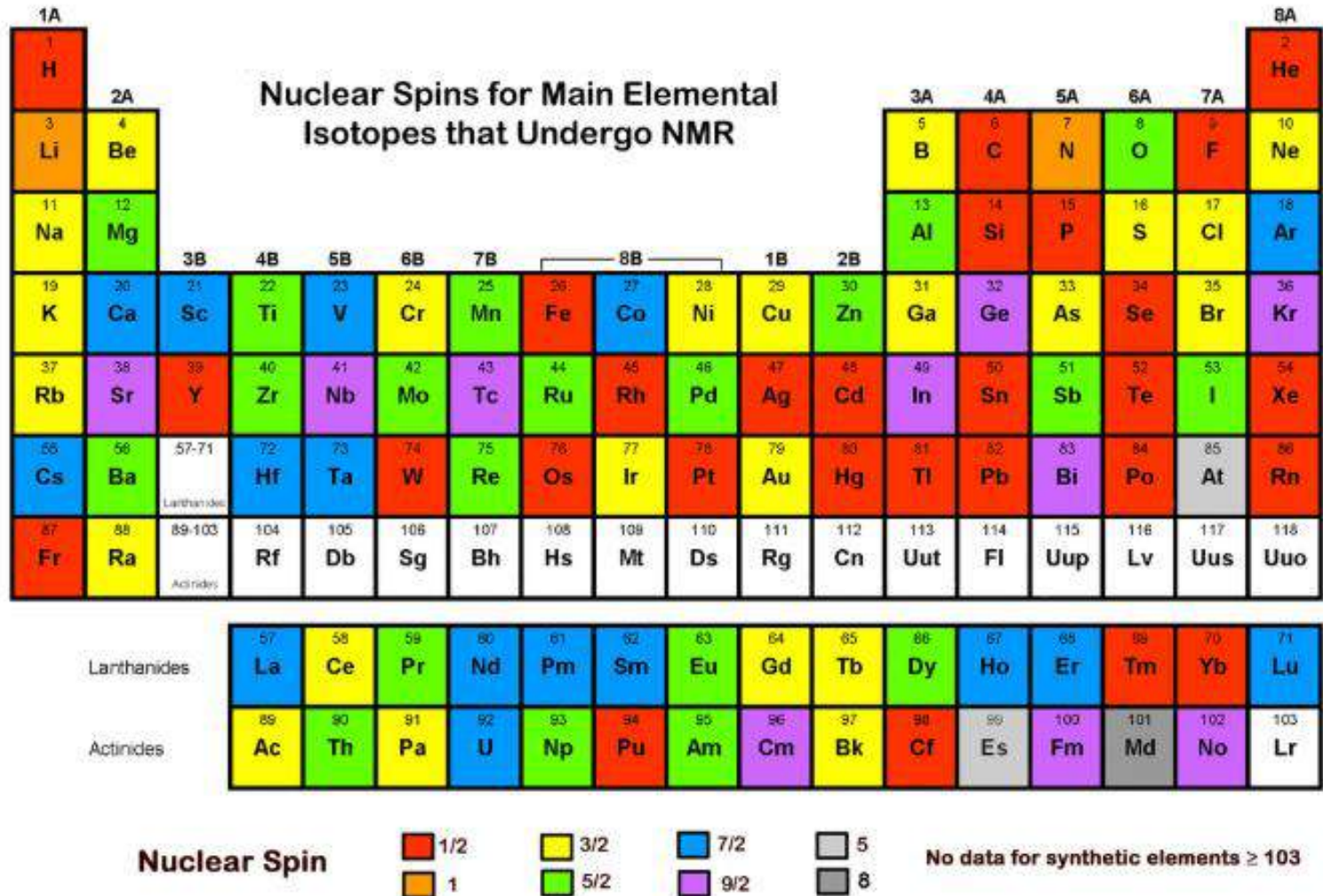
Bu atomlardan, vücudumuzun yaklaşık **%60 oranında sudan oluşması** nedeniyle MR cihazında **Hidrojen atomu** kullanılır.

# Fiziksel Prensipler

- $^1\text{H}$ , atomu **MR görüntüleme**de kullanılan **çekirdek** olup, dönüşü kendisini oluşturan **tek bir protonun dönüşü olan  $I = \frac{1}{2}$**  'e eşittir.

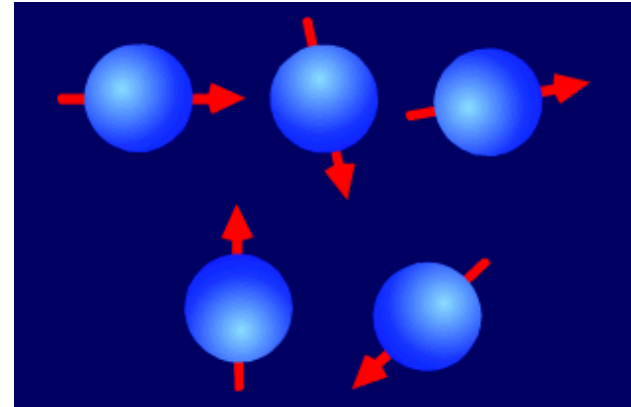
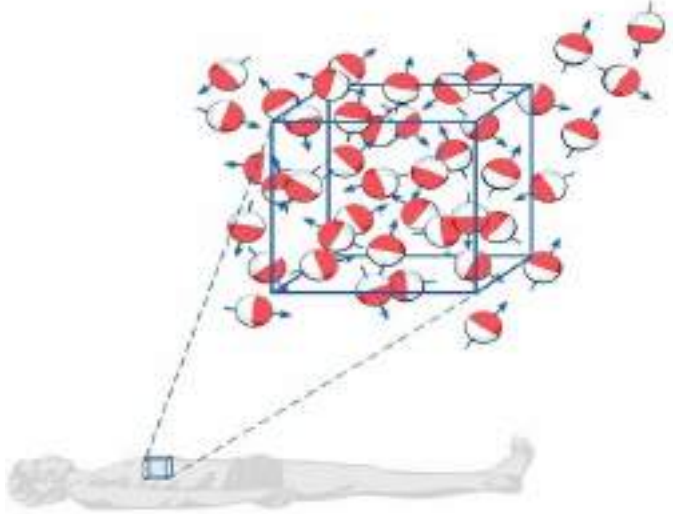


# Fiziksel Prensipier



# Fiziksel Prensipler

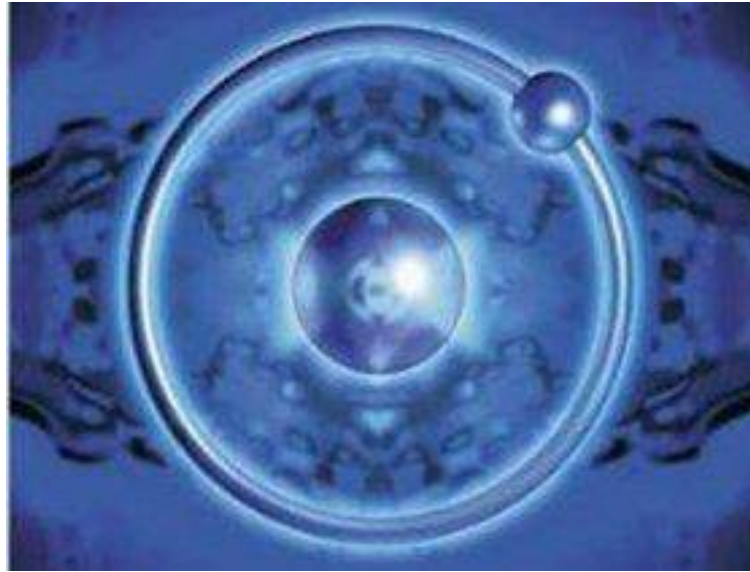
- Elektrik yüklü parçacıklar **dönü hareketleri nedeniyle çevrelerinde bir manyetik alan oluştururlar**. Artı yükleri nedeniyle **protonların da dönüş hareketleri, etraflarında bir manyetik alan oluşturur**.
- Protonların dönüş yönleri rastgele ve dağınık olup belirli bir düzen göstermez ve **her bir proton diğer bir protonun ters yönünde dönerek oluşan toplam (net) manyetik alanı nötralize eder**.
- Bu nedenle ancak **kütle numarası tek olan atomlarda** (tek sayıda proton ve tek sayıda nötronu olan) **net manyetik güçler oluşur**.



Manyetik olmayan ortamda dönü vektörlerinin konumu

# Hidrojen Atomunun Üstünlüğü

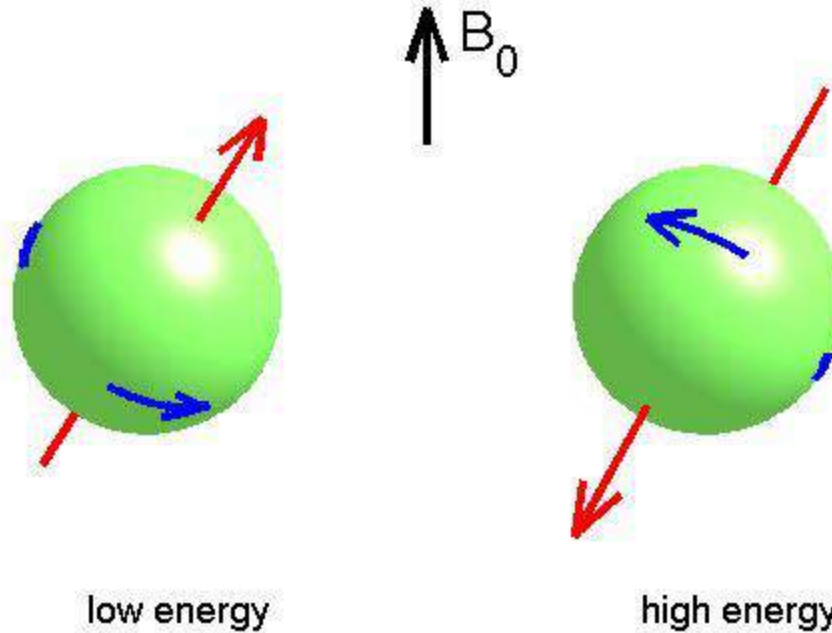
- Hidrojen atomunun çekirdeği pozitif yüklü tek bir protondan oluşmaktadır.
- İnsan vücudunda bulunan en yaygın elementtir.
- Manyetik rezonansa en duyarlı elementtir. Bu özelliklerinden dolayı, hidrojen protonları MR görüntüleme kullanılmaktadır.



Elektron mikroskobu ile fotoğrafı çekilen Hidrojen Atomu

# Fiziksel Prensipler

- Homojen bir manyetik alanda hidrojen çekirdeğinin dönü vektörleri, yani **protonlar** manyetik alana sadece paralel ya da antiparalel bir şekilde uzanabilir.
- Manyetik alana **paralel olarak uzanan proton sayısının daha fazla olduğu durumlarda net manyetizma manyetik alanın yönü ile aynı olacaktır.**

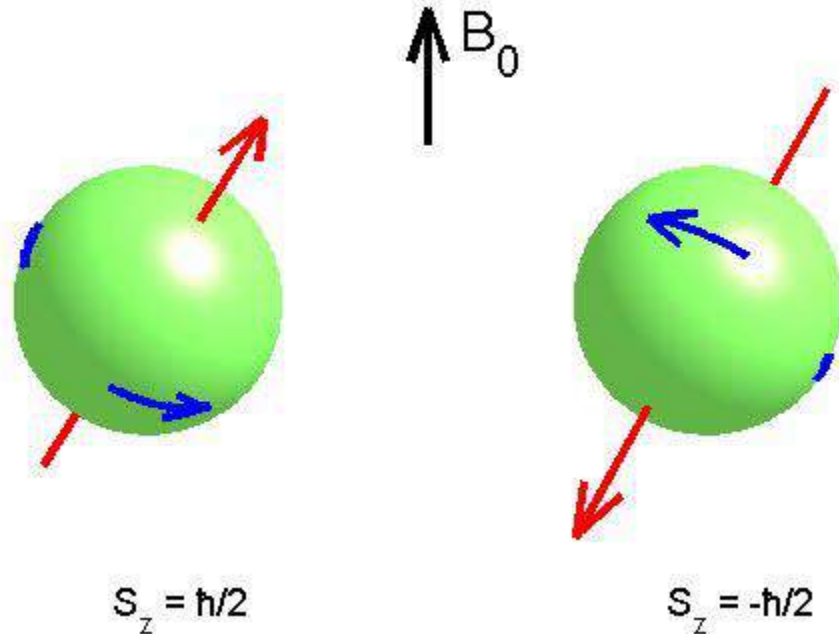
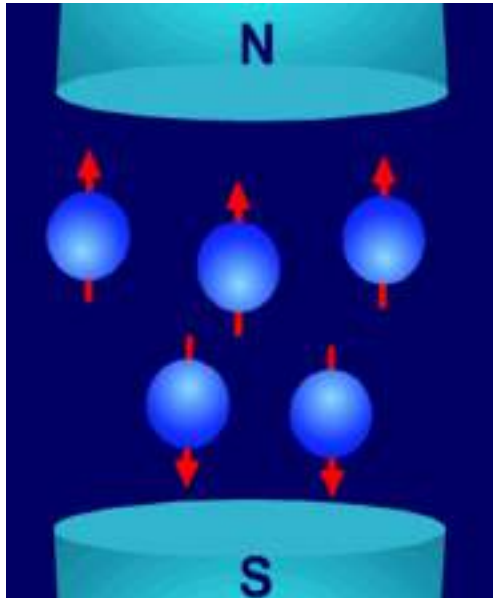


Pippa Storey



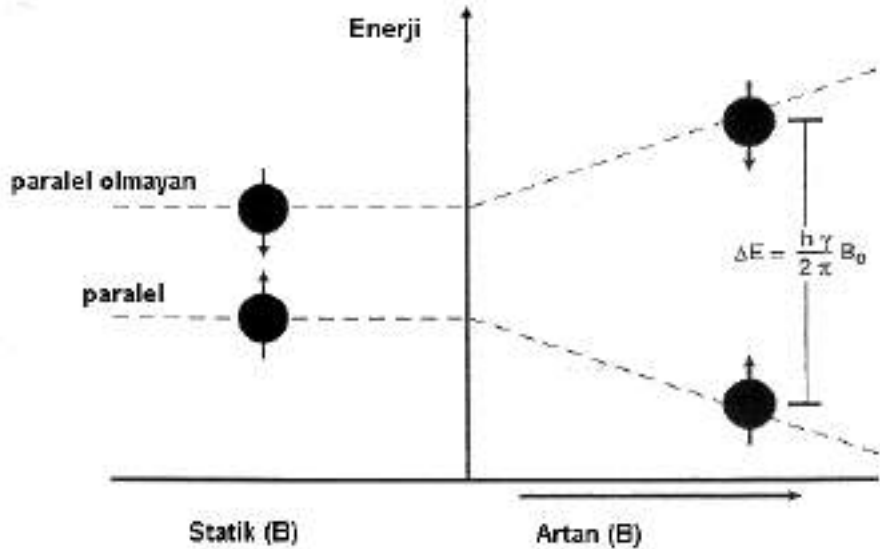
# Fiziksel Prensipler

- Dönü vektörleri manyetik alana **antiparalel** olarak uzanan protonlar, paralel olarak uzanan protonlara göre **biraz daha yüksek enerji** seviyesindedir.
- İki seviye arasındaki **enerji farkı  $\Delta E$ 'dir ve ana manyetik alanın şiddeti ile doğru** orantılıdır.



# Fiziksel Prensipler

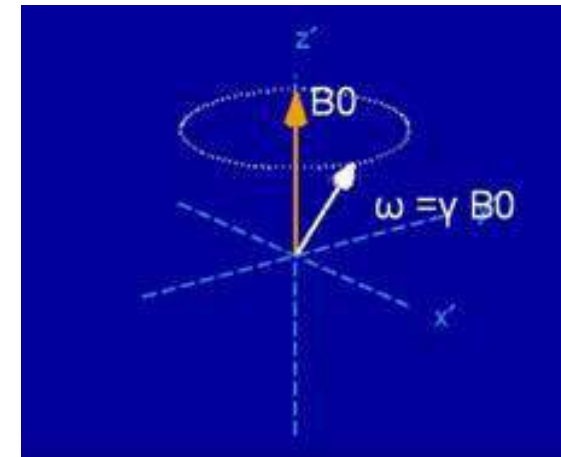
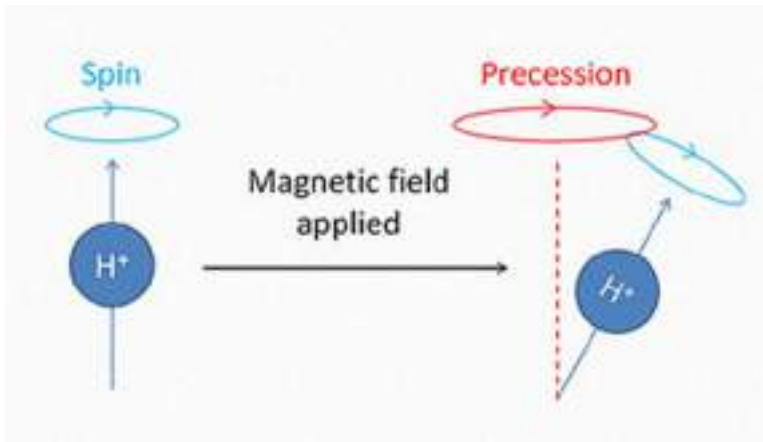
- Manyetik alana paralel veya antiparalel olarak uzanan **protonların sayısı Boltzmann sabiti ifadesiyle** ile verilmektedir.
- **Antiparalel ve paralel protonlar arasındaki** iki enerji seviyesi arasındaki  **$\Delta E$  enerji farkı;  $B_0$  ana manyetik alana ve gyromanyetik orana bağlı olduğu** görülmektedir.



$$\Delta E = \frac{h\gamma}{2\pi} B_0$$

# Larmor Frekansı

- Dönü vektörleri ana manyetik alana **tam olarak paralel ya da antiparalel değildirler**. Bu vektörler manyetik alan eksenini ile **belirli bir açı** yaparlar. Manyetik alanla aynı yönde ve paralel olan bileşenler “**longitudinal-boylamsal**”, dik olanlar da “**transversal-enlemisel**” bileşenler olarak tanımlanırlar.
- Dönü vektörleri çekirdek bölgesinde  $B_0$  ana manyetik alanı ile **orantılı bir frekansta** manyetik alan eksenini etrafında dönerler. Bu frekans **Larmor Frekansı (rezonans veya precession frekansı)** olarak adlandırılır.



# Larmor Frekansı

$$\omega = \gamma B_0$$

$$\omega = 2\pi f$$

$$f = \frac{\gamma B_0}{2\pi}$$

$$h \cdot \nu = 2 \cdot \mu \cdot B$$

Larmor frekansı yandaki denklemdeki gibi ifade edilir.  
Burada;

- $\omega$ : Açısal frekans
- $B_0$ : Ana manyetik alan
- $f$ : Çizgisel frekans
- $\gamma$ : Gyromanyetik Oran
- $h$ : Planck Sabiti


$$E = h\nu$$

frequency of radiation, sometimes written as f giving expression  $E = hf$ .  
Quantum energy of a photon.  
 $h = \text{Planck's constant} = 6.626 \times 10^{-34} \text{ Joule-sec} = 4.136 \times 10^{-15} \text{ eV} \cdot \text{s}$

$$\omega_{\text{electron spin}} = \frac{2\mu_e B}{\hbar} = \frac{2 \cdot 2 \cdot \frac{1}{2} (5.79 \times 10^{-5} \text{ eV} / T)(1T)}{6.58 \times 10^{-16} \text{ eV} \cdot \text{s}} = 1.7608 \times 10^{11} \text{ s}^{-1}$$

$$\nu = \frac{\omega}{2\pi} = 28.025 \text{ GHz} \quad \text{Larmor frequency}$$

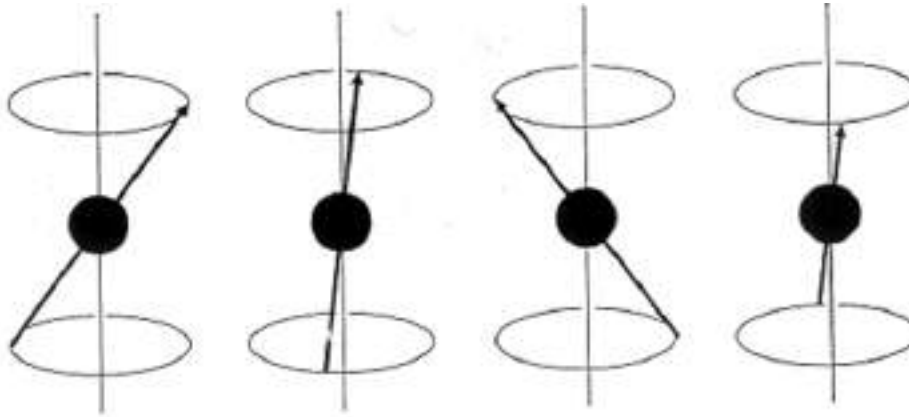
$$\omega_{\text{proton spin}} = \frac{2\mu_p B}{\hbar} = \frac{2(2.79)(3.15 \times 10^{-8} \text{ eV} / T)(1T)}{6.58 \times 10^{-16} \text{ eV} \cdot \text{s}} = 2.6753 \times 10^8 \text{ s}^{-1}$$

$$\nu = \frac{\omega}{2\pi} = 42.5781 \text{ MHz} \quad \text{Larmor frequency}$$

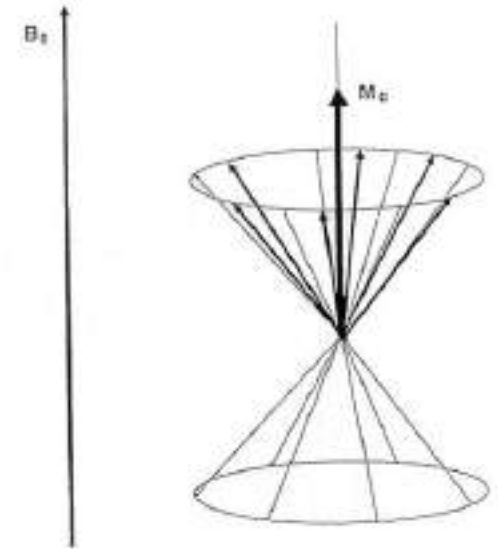
Dönü vektörlerin dönme frekansı Larmor frekansı olarak tanımlanmıştır. Bu ifadede  $\gamma$  orantı sabiti gyromanyetik oran olarak tanımlanmıştır ve çekirdeğin boyutu ile ilgili özel bir değerdir.

# Net manyetik alan

- Küçük bir hacimde paralel ve antiparalel konumdaki dönü vektörleri iki koninin yüzeyleri **üzerinde istatistiksel faz açılarından dolayı eşit bir şekilde dağılıbilirler.**
- Eşit dağılımın doğal bir sonucu olarak **dönü vektörlerin yatay (transversal) bileşenleri birbirlerini yok ederler.** Sadece ana manyetik alan yönündeki **bileşenlerin (longitudinal) etkisi ile  $M_z$  ile ifade edilen net manyetizasyon vektörü oluşur.**



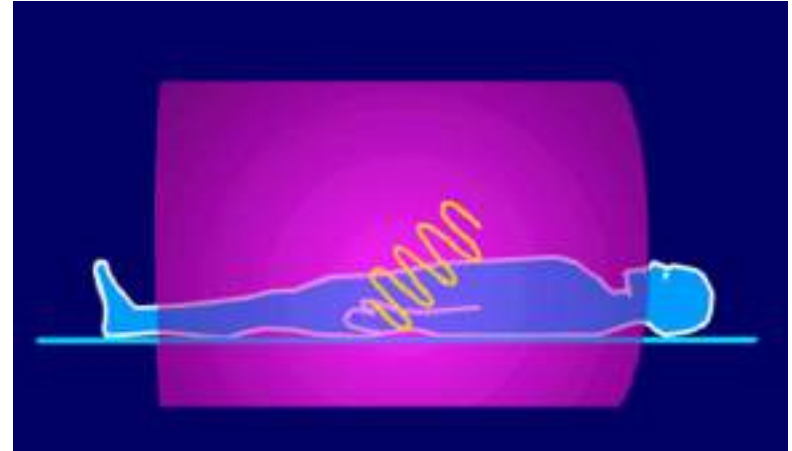
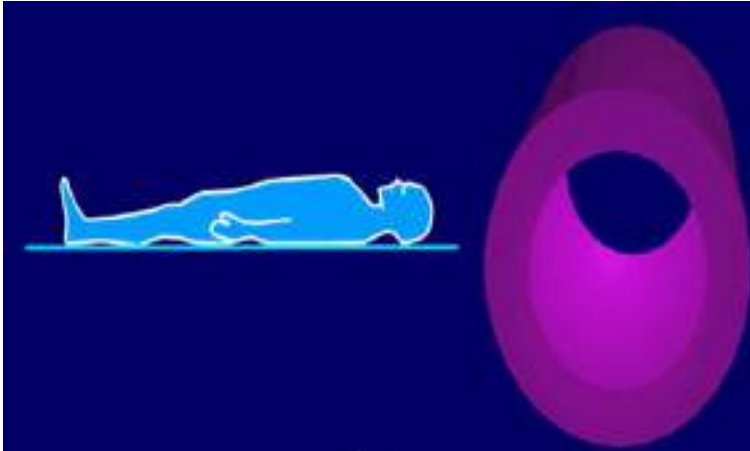
Manyetik alanda dönü vektörlerinin faz açılarının durumu



Dönü vektörleri ve net manyetik alan

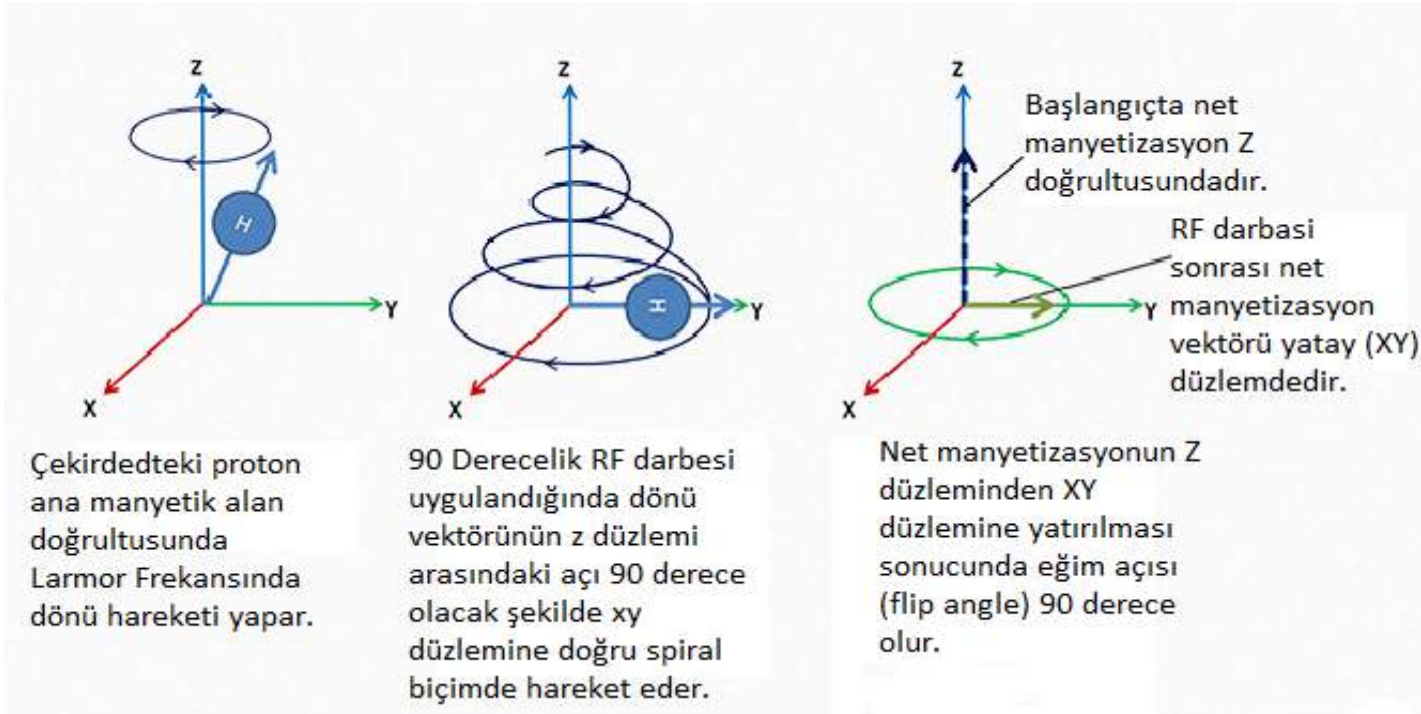
# Radyo Frekanslı Darbesi

➤ **1 Tesla** değerindeki bir ana manyetik alanda protonlar **42.577 MHz** frekansında döner. MR sinyalinin oluşturulabilmesi için **protonların Larmor frekansına eşit bir Radyo Frekanslı darbesi** gönderilir.



# Radyo Frekanslı Darbesi

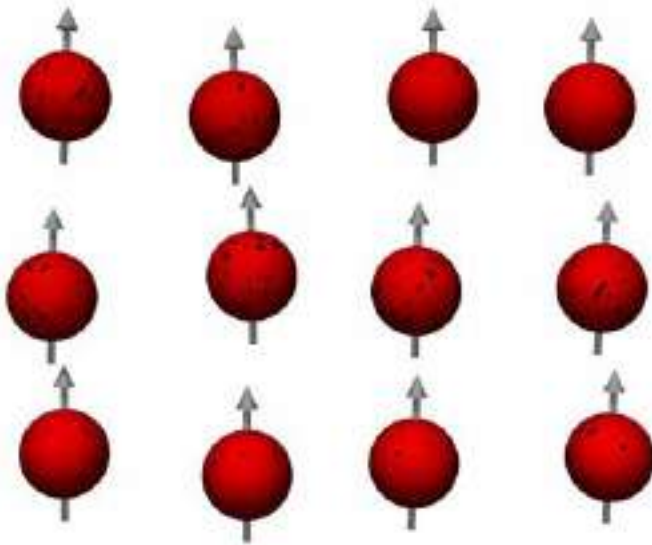
- RF darbesinin amacı, **dönü hareketi yapan protonları** kısa süreliğine enerji vererek uyarmaktır.
- Larmor frekansında dönü hareketi yapan **protonlar**, sadece Larmor frekansına eşit bir **radyo frekansındaki elektromanyetik darbeden enerji emer ve etkilenirler**.





# RF Darbesinin Etkisi

- RF darbesinden sonra protonlar rastgele yönlerde sahip olmazlar, **senkronize bir biçimde uygun adım hareket etmeye** başlarlar. Artık belirli bir anda hepsinin yönü aynı olmakta, **aynı fazda hareket etmeye** başlamaktadırlar.
- Böylece manyetik alan vektörleri **o yönde birbiriyle toplanmaya** başlar ve **sonuçta net manyetizasyon vektörü z doğrultusu ile  $90^\circ$  açı yapacak şekilde XY düzlemine (yatay) yatırılmış olur.**



Excitation



# RF Darbesinin Etkisi

➤ RF etkisi ile oluşan **sapmanın derecesi** (Eğim-Flip açısı) ise RF alan şiddeti  $B_1$ , RF vurusunun süresi  $\Delta t$  ve gyromanyetik orana  $\gamma$  bağlıdır.

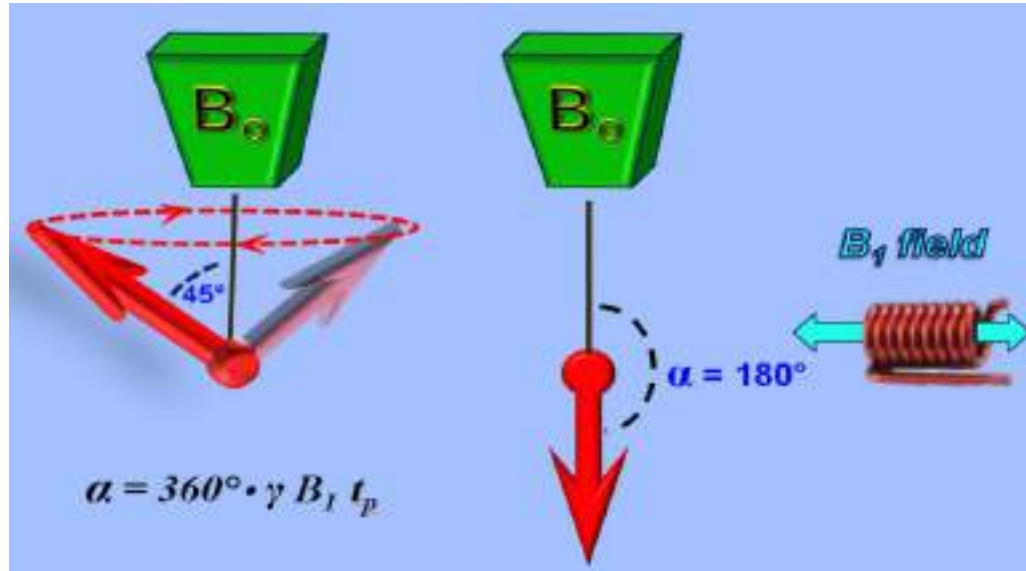
$$\phi = \gamma \cdot B_1 \cdot \Delta t$$

$\phi$ : Eğim açısı

$\gamma$ : Gyromanyetik oran,

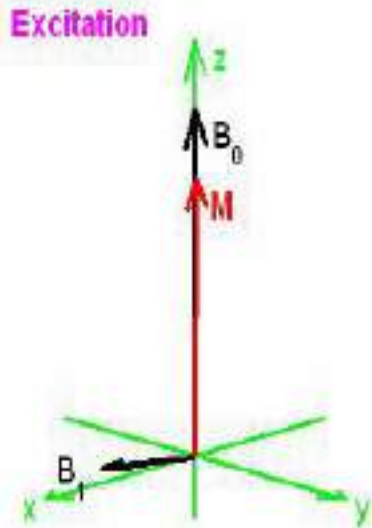
$B_1$ : RF darbe (Alan) şiddeti,

$\Delta t$ : RF darbesi uygulanma süresi

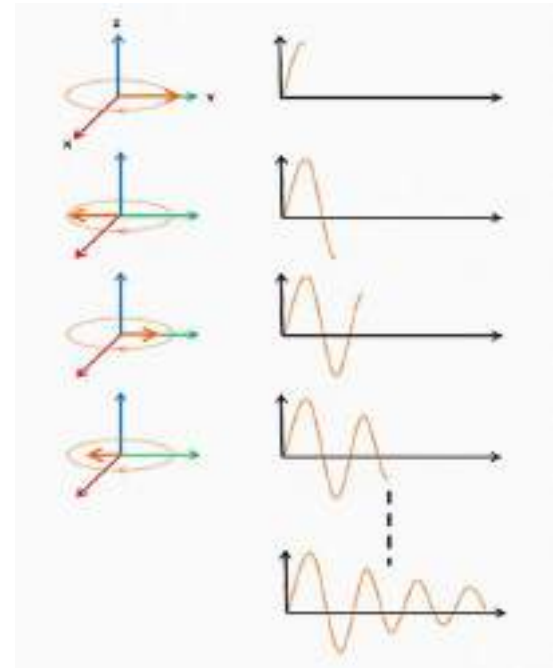


# 90° RF Darbesi

- Eğer, RF darbesi manyetizma vektörünü **x-y düzlemine saptırırsa** bu **90° darbe** olarak tanımlanır.
- RF sinyali kesildiğinde manyetizma vektörü **Larmor frekansında x-y düzleminde geri döner ve alıcı bobinlerde MR sinyali oluşturur**. 90° vurumdan sonra elde edilen sinyale **MR Sinyali veya FID (free induction decay) sinyali** adı verilir.

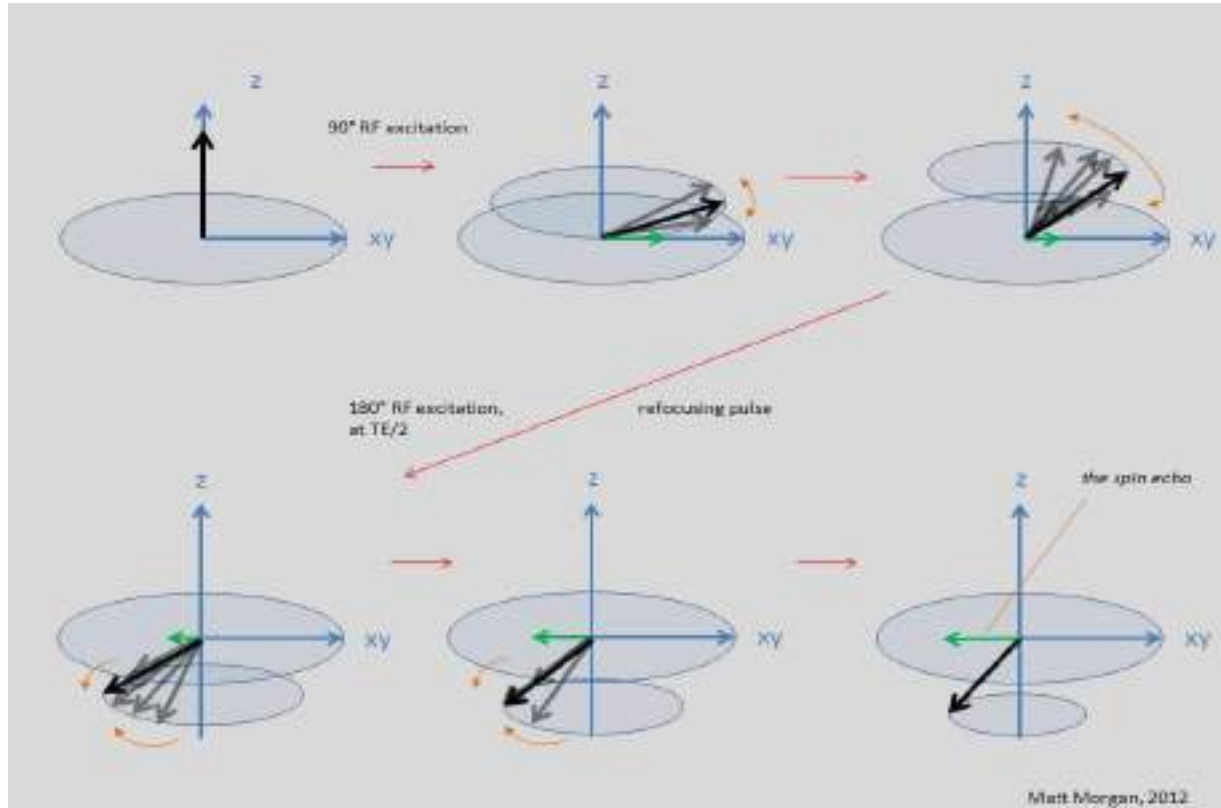


Flooa Stoney



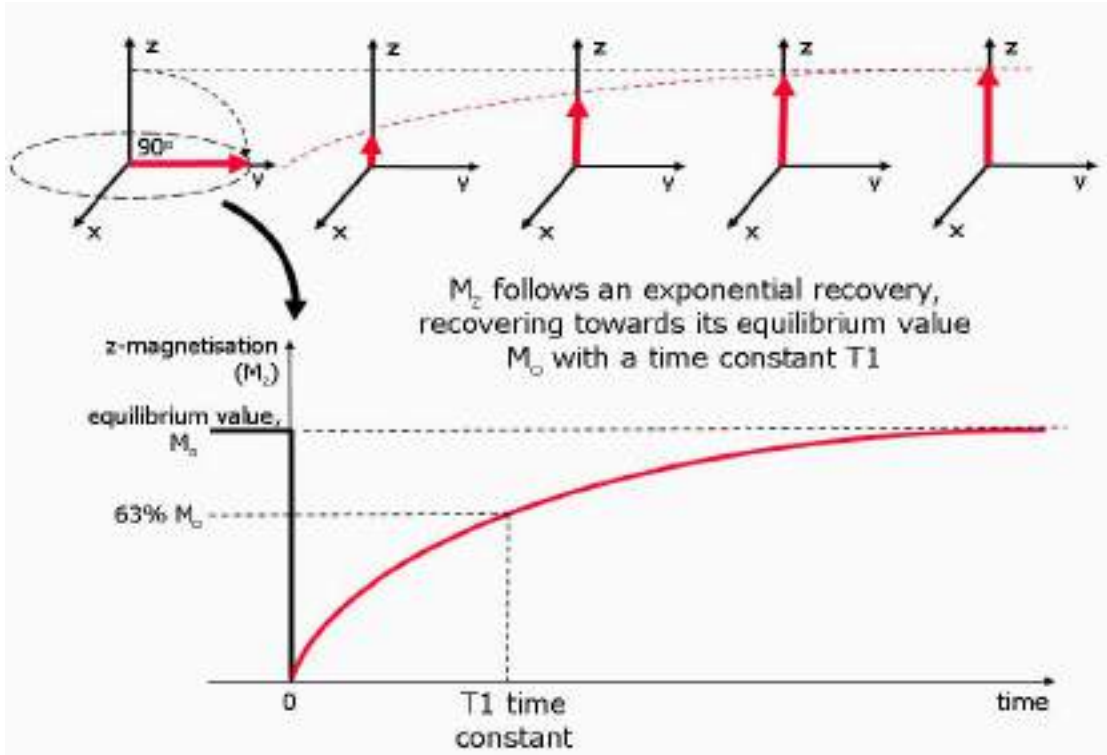
# 180° RF Darbesi

- 180° RF darbe 90° darbe ile mukayese edildiğinde RF bobinlerindeki  $B_1$  manyetik alan vektörünü iki katına çıkaran darbendir.
- Bu durumda net manyetizma vektörü (M) ana manyetik alana tamamen ters yönde oluşur.

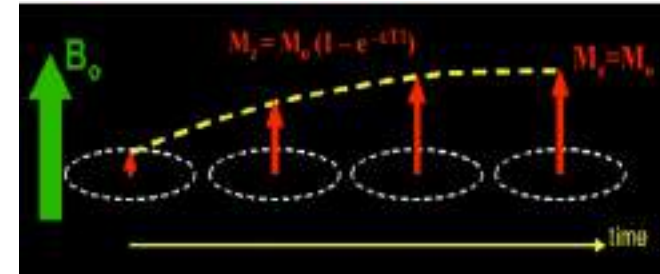


# T<sub>1</sub> Dengesel Durumu

➤ Dikey net manyetizasyon vektörünün zamana karşı değişimini çizecek olursak karşımıza üstel bir değişim grafiği çıkar. Bu grafiğe göre **dikey manyetizasyon zamanla artarak dengeye** ulaşmaktadır. Bu eğriye aynı zamanda **T<sub>1</sub> Dengesel Durumu** adı verilir.



$$M_z = M_0(1 - e^{-t/T_1})$$



# T<sub>1</sub> Relaksasyon Zamanı

- Dikey net manyetizasyonun, başlangıç büyüklüğünün %63'üne ulaşması için geçen zamana **T<sub>1</sub> Zamanı (Dikey Relaksasyon Zamanı)** adı verilir. Bu süre aslında **tam olarak geçen zamanı değil sürecin hızını gösteren bir sabittir.**
- T1 zamanı farklı doku tiplerinde orijinal konumuna farklı hızlarda ulaşmakta ve bu da görüntü oluşumuna imkan sağlamaktadır.

## Değişik alan güçlerinde T<sub>1</sub> sabitleri (ms cinsinden)

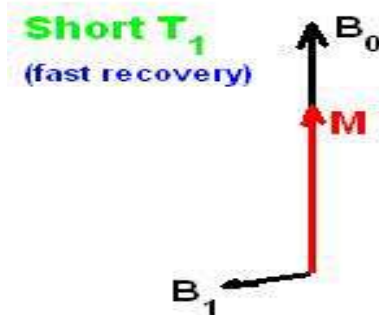
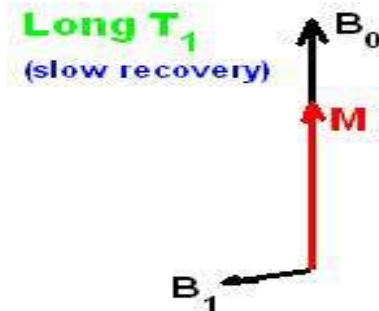
Alan şiddeti	0.2 Tesla	1.0 Tesla	1.5 Tesla
Yağ		240	
Kas	370	730	860
Beyaz madde	390	680	780
Gri madde	490	810	920
CSF	1400	2500	3000

CSF: Cerebro Spinal Field

# T<sub>1</sub> Ölçümü

T<sub>1</sub> ölçümünde **kontrast iki katı kadar daha yüksektir**. Burada kontrast **farklı T<sub>1</sub> değerlerinde iki dokunun sinyal genliklerinin farkı** olarak tanımlanmaktadır.

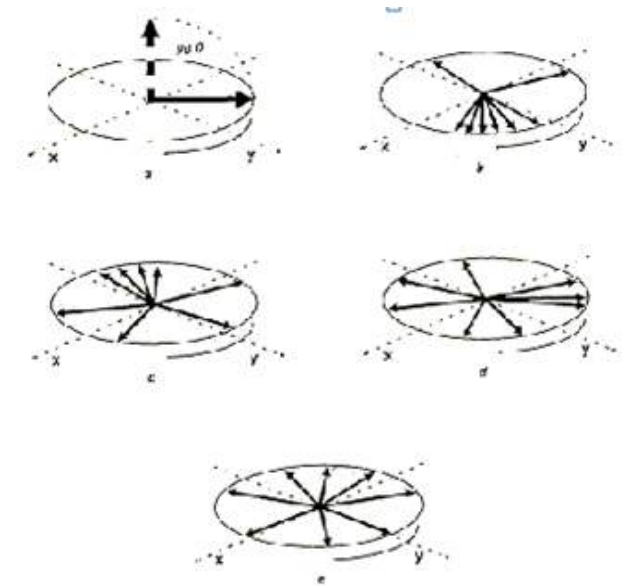
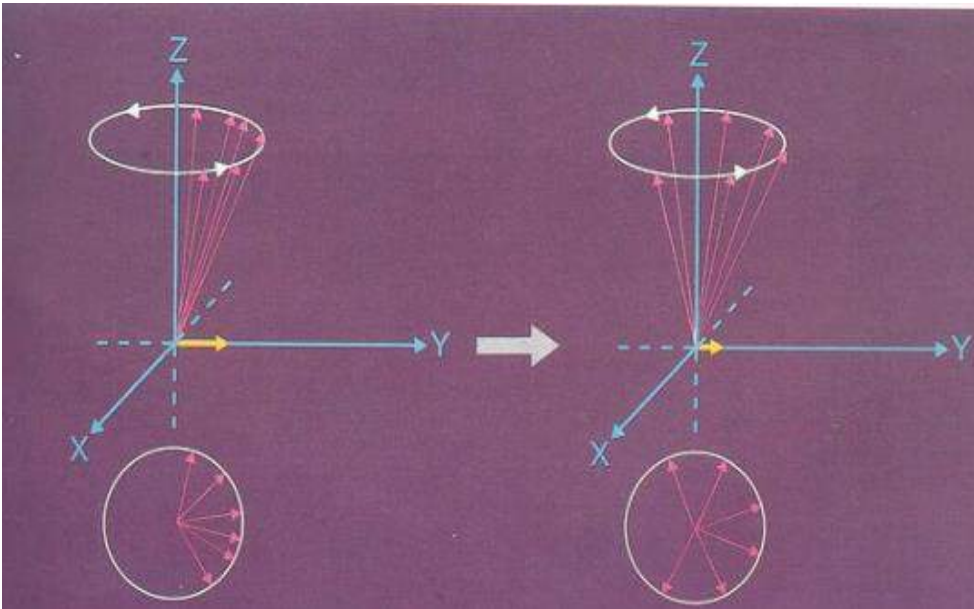
Yüksek kontrast elde edilmesi **T<sub>1</sub> ölçümünün bir avantajıdır**. Bu ölçümün **sakıncası ise** manyetizma vektörünün orijinal konumuna geçmesi için **gerekten zamanın iki kat fazla olmasıdır**.





# T<sub>2</sub> Dengesiz Durumu

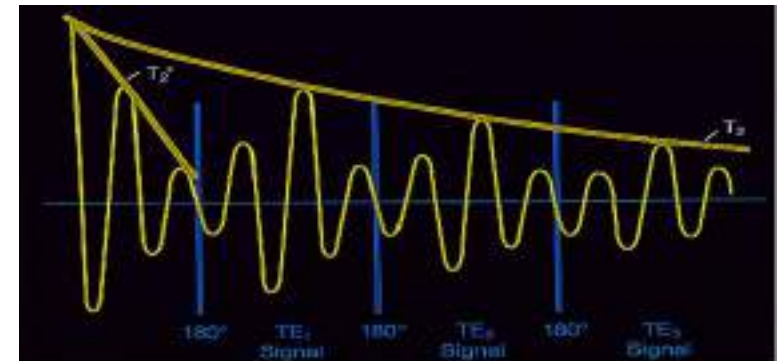
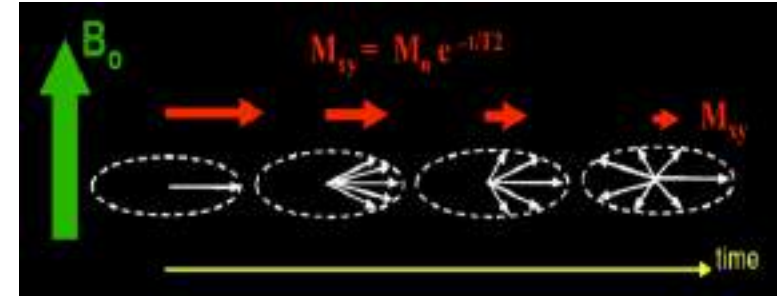
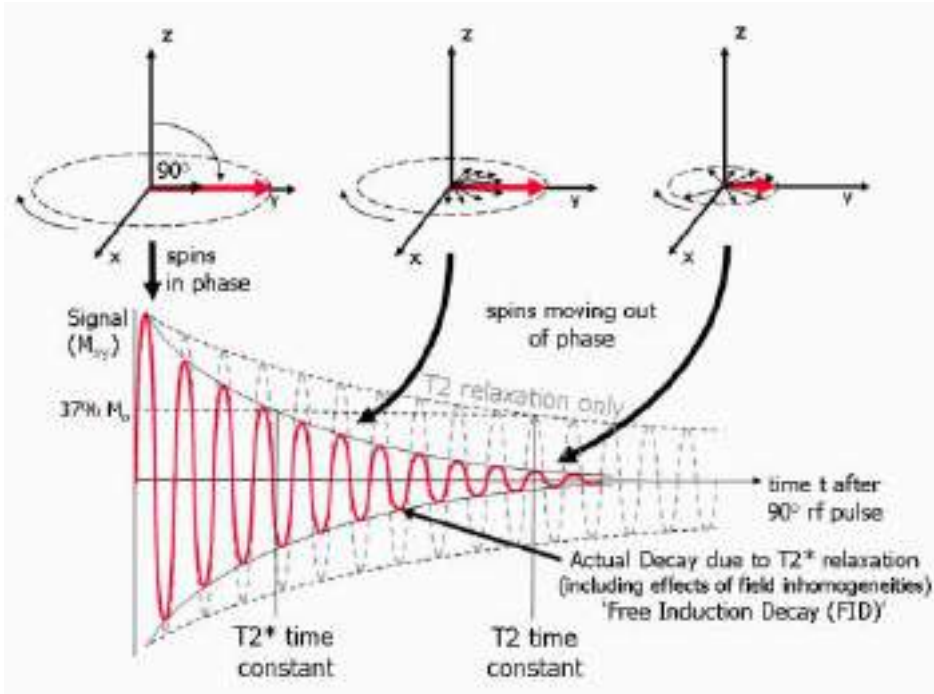
- RF darbesi kapatıldıktan sonra protonlar **faz uyumunu** kaybeder. **Faz uyumu bozulan protonlara** tepeden baktığımızda yelpaze gibi açıldıkları görülür.
- Yelpaze gibi açılmak protonların gitgide daha az aynı yönde olmaları ve **sonuçta yatay (transverse) manyetizasyonun azalması** anlamına gelir.



# T<sub>2</sub> Dengesel Durumu

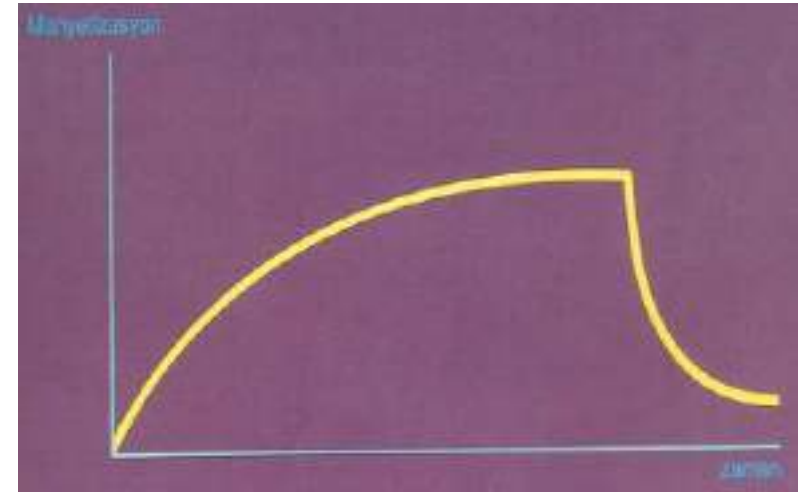
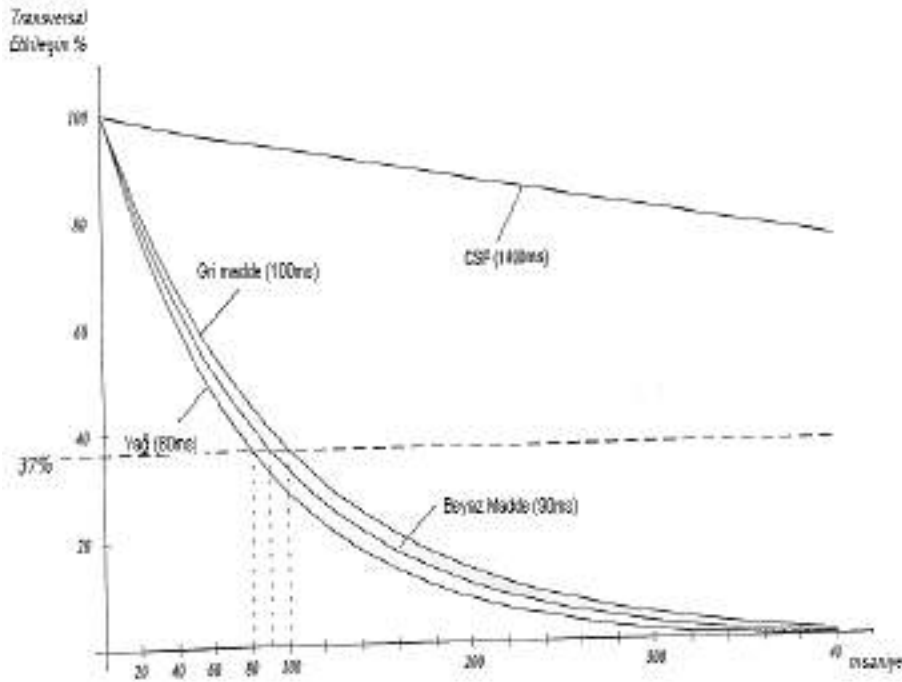
➤ Yatay manyetizasyonun zamana karşı değişimini çizerek olursak karşımıza aşağıdaki gibi bir değişim grafiği çıkar. Bu grafiğe göre **yatay manyetizasyon zamanla azalarak dengeye** ulaşmaktadır. Bu eğriye aynı zamanda **T<sub>2</sub> Dengesel Durumu** adı verilir.

$$M_{xy} = M_0 e^{-t/T_2}$$



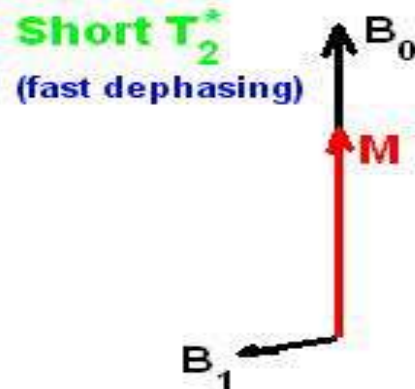
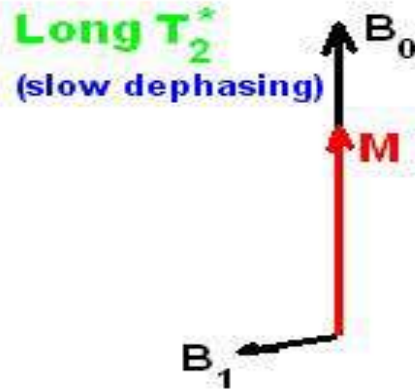
# T<sub>2</sub> Dengesel Durumu

➤ Üstel azalmanın büyüklüğü T<sub>2</sub> değeri ile belirlenmiştir. Sinyal genliğinin **%37 düzeyine düştüğü zaman T<sub>2</sub> zamanı** olarak tanımlanmıştır. T<sub>1</sub> ve T<sub>2</sub> eğrilerini bir araya getirdiğimizde T<sub>1</sub>'in T<sub>2</sub>'den **daha uzun** olduğu görülür.



# T<sub>2</sub> Ölçümü

- T<sub>2</sub> değeri çok güçlü bir şekilde maddenin durumuna ve moleküler yapısına bağlı olduğundan dolayı **farklı doku tipleri T<sub>2</sub> değerleri ile birbirlerinden ayrılabilir.**



# Sekanslar

- Belirli bir süre içinde **arka arkaya gerçekleşen olaylar dizisi** veya bir bütünü meydana getiren planlar dizisine **sekans** denir.
- MR'daki sekans tanımı ise; **RF ve Gradyent alan darbelerinden** elde edilecek verilerle **görüntünün oluşturulması için bu darbelerin belli sıradaki kombinasyonlarına verilen isimdir.**
- Sadece  $90^\circ$  RF darbeleri ile oluşturulan işlemler dizisi de bir çeşit sekans şeklidir. Sekansın **temel uygulama şekli art arda  $90^\circ$  RF pulse verilmesine** dayanır.
- Bir görüntünün oluşturulabilmesi için **görüntü matrisinin büyüklüğüne bağlı olarak 128 veya 256 ölçümün alınması** gerekmektedir.

# Sekanslar

- MRG'de temel olarak T1 ve T2 ağırlıklı iki ana sekans kullanılır.
- T1 ağırlıklı sekanslar çok iyi yumuşak doku kontrastı ve uzaysal çözünürlük sağlayarak anatomik değerlendirme için olanak sağlar.
- T2 ağırlıklı sekanslarda ise patolojik sinyal yoğunluk değişiklikleri ayırt edilir.
- MR Sekanslarının oluşması için; RF Dalgaları, Gradient (Kesit seçim) darbeleri, belli süre ve belli zamana ihtiyaç vardır.

**Sekanslar;**

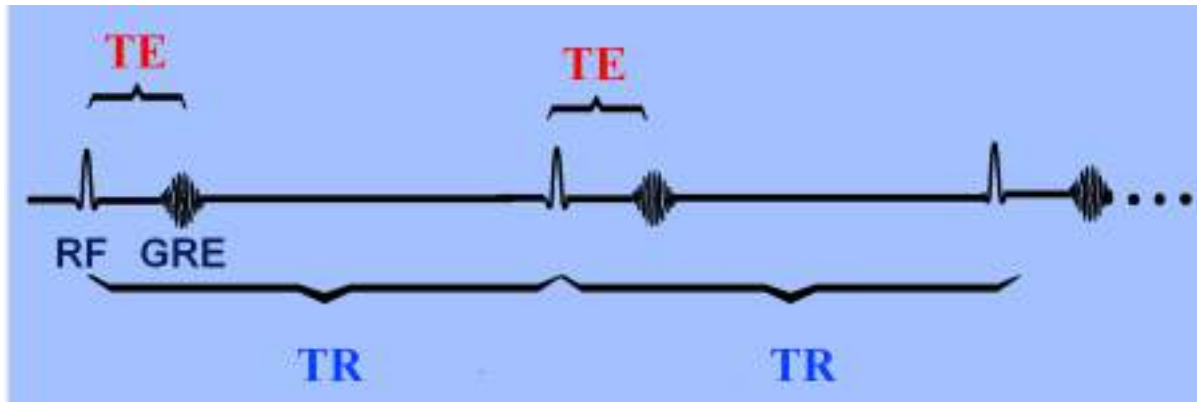
Eko tipine göre; Spin Eko, Gradient Eko

Uzamsal kodlama tipine göre; 2 Boyutlu, 3 Boyutlu

Hızlarına göre; Rutin, Hızlı, Çok Hızlı.

# TR ve TE Parametreleri

- Operatör tarafından seçilebilen, RF darbe süresi ile ilgili sekans ayarına yönelik parametrelerdir.
- TR (repetition/tekrarlama time) ve TE (echo/eko time) milisaniye cinsinden ölçülen temel sekans (darbe zamanı) parametreleridir.
- **Eko zamanı**; her bir RF darbesinden sonra uygulanacak gradyent eko darbesinin zamanını belirler. Birden çok eko zamanı olduğunda **TE1, TE2, TE3**, vb. şekilde belirtilir.
- Tekrarlama zamanı (TR) ise, tekrarlayan RF ve gradient eko darbeleri arasında geçecek süreyi belirler.

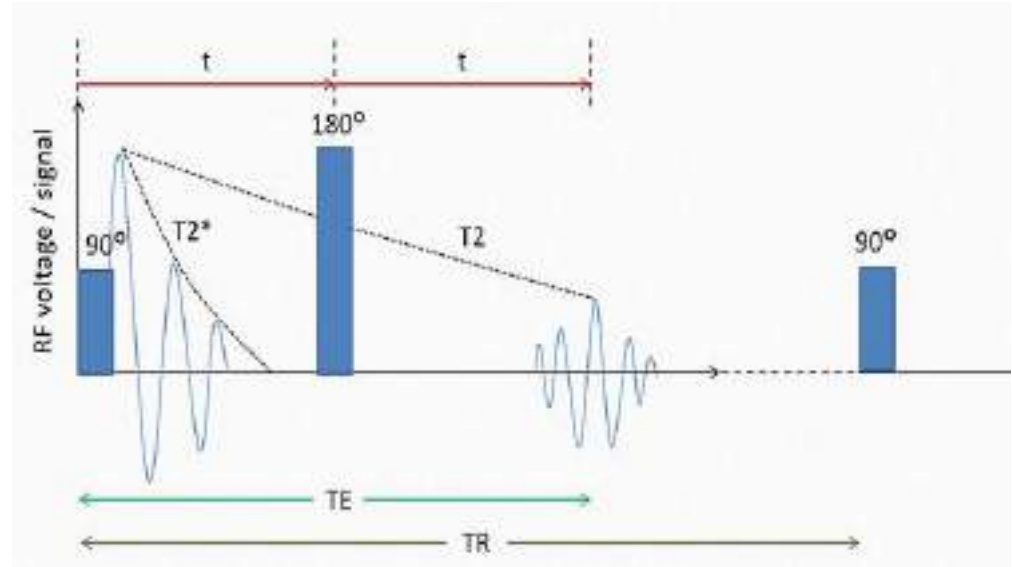
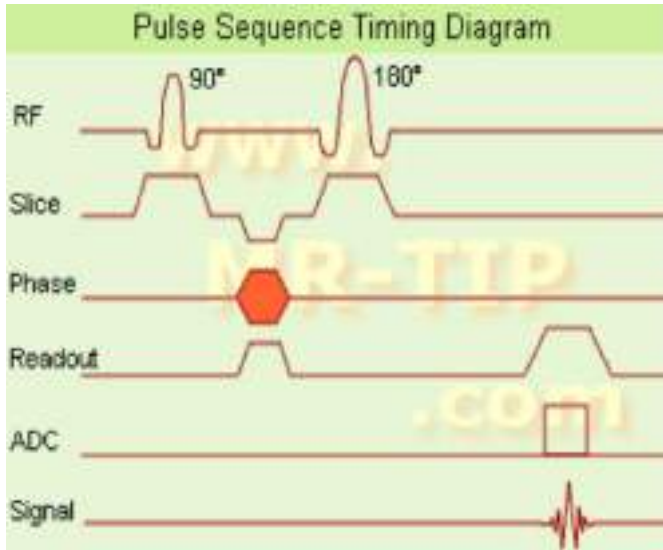




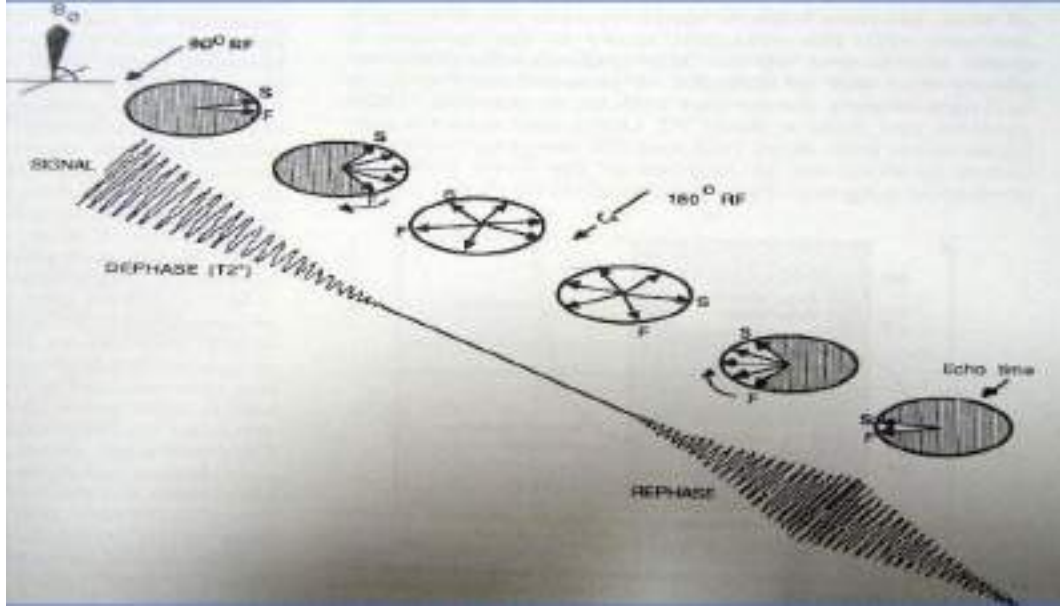
# Sekanslar

## Spin Eko Sekansı

Spin-eko sekansı MRG'de **konvansiyonel sekans** olarak bilinir ve MRG'de **halen en sık olarak kullanılan sekansdır**. 1950 yılında Hahn tarafından geliştirilen bu sekans **90 ve 180 derece RF pulslardan** oluşmaktadır. 90 derece RF darbesi ile kesit belirleme (gradyent) darbesi uygulanır.



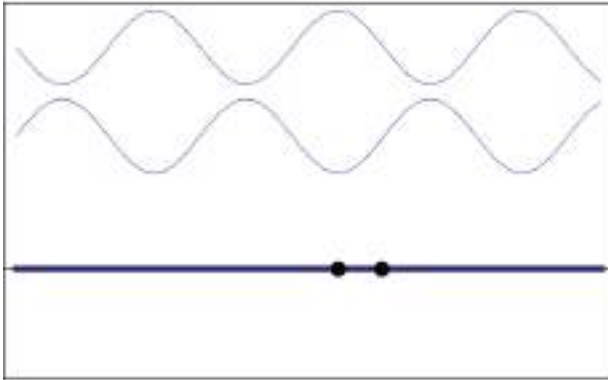
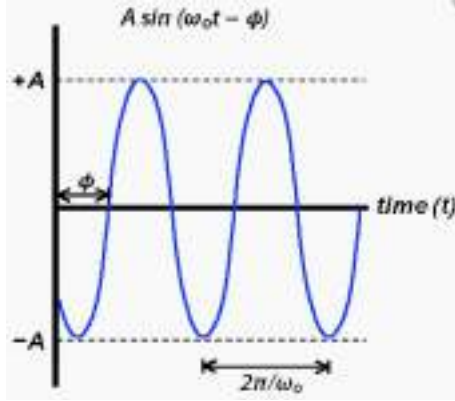
# Spin Eko Sekansı



Faz ayırımına düşmeye (dephase) başlayan protonlar 180 derecelik RF darbesiyle yeniden aynı fazlı (inphase) duruma getirilirler.

Kesit görüntü elde edilirken, 90 ve 180 derece darbeler faz kodlama sayısı kadar uygulanır. Faz kodlama sayısı görüntünün matris ebatlarını belirten değerlerdeki ilk rakamdır.

# Faz ve Frekans



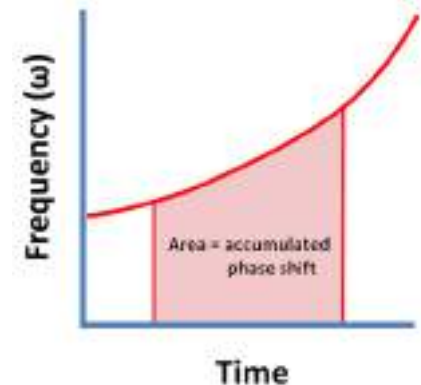
Aynı frekanslı ancak farklı faz açısına sahip iki sinüs dalgasının toplamı. Faz farkı  $\Delta\phi \rightarrow 180^\circ$  olduğunda iki dalga birbirini söndürmekte ve net sinyal sifira yaklaşmaktadır.

Tüm periyodik ve sinüs biçimli dalgalar (**MR sinyali**) genlik, frekans ve faz olmak üzere üç temel özelliğe sahiptir. Bu özellikler bir sinüs dalgası için aşağıdaki formülle ifade edilir;

$$S(t) = A \sin(\omega_0 t - \phi)$$

Bu formülde  $S(t)$  zamanın fonksiyonu olarak incelenen sinyali,  $A$  genliği,  $\omega_0$  açısal frekansı ve  $\phi$  ise anlık faz açısıdır. Zamanın belli bir periyodunda iki sinüs dalgası arasındaki toplam faz farkı, geçen zaman ile frekans farkının çarpımıyla bulunur.

$$\Delta\Phi = \Delta\omega \times \Delta t, \text{ veya}$$
$$\Phi = \int \omega(t) dt$$



# Frekans ve Açısal Frekans

**Normal frekans ( $f$ )** saniyedeki döngü/çevrim/aşama sayısı olarak hertz (Hz) ile ölçülür. **Açısal frekans ( $\omega$ )** ise saniyede kat edilen açı miktarını belirtir ve radian/sn ile ölçülür. Aralarındaki bağıntı;  $\omega=2\pi f$  şeklindedir.

1 Hz  $\approx$  6.28 rad/sec.

$2\pi$  radian =  $360^\circ$ ,

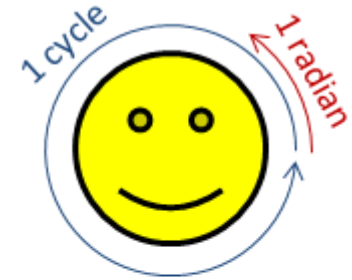
1 radian  $\approx$   $57.3^\circ$ .

**Örnek:** Aşağıdaki açı ölçülerinin radyan cinsinden değerlerini bulunuz.

a.  $60^\circ$  b.  $270^\circ$  c.  $-90^\circ$  d.  $120^\circ$

**Çözüm:**  $360^\circ$ ,  $2\pi$  radyan ise;

$$60^\circ = 60 \cdot \frac{2\pi}{360} = \frac{2\pi}{6} = \frac{\pi}{3} \text{ rad.}$$



Time (in seconds) = 0.00 s  
Rotation (in radians) = 0.00 rad  
Rotation (in cycles) = 0.00 cycle

$$\omega = \frac{0.00 \text{ rad}}{0.00 \text{ s}} =$$

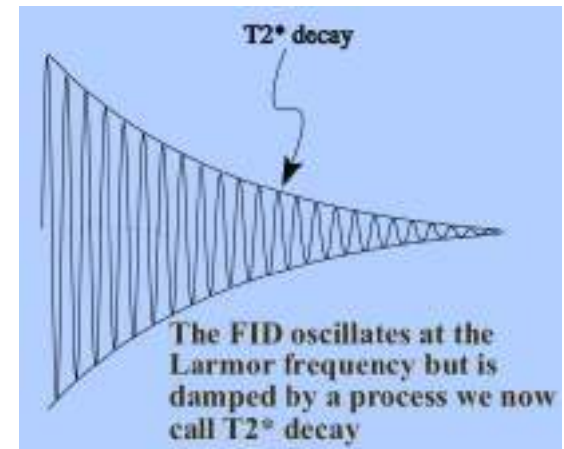
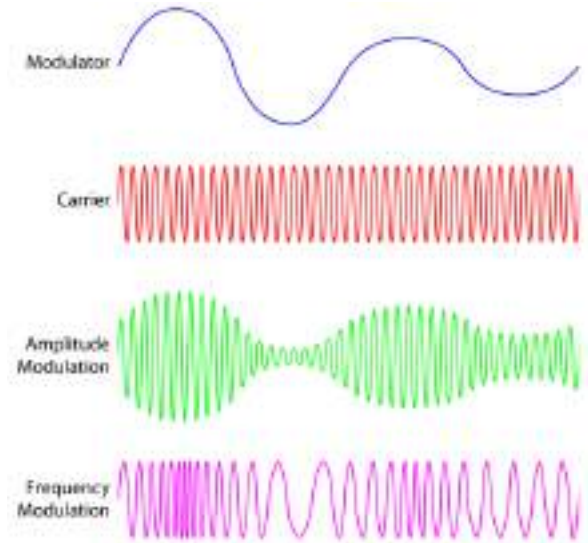
$$v = \frac{0.00 \text{ cycle}}{0.00 \text{ s}} =$$

# MR Görüntü Oluşumu

MR sinyali (*FID*) görüntü oluşturmak için ihtiyaç duyulan bilgiyi nasıl taşıyor?

MR Sinyali, yüksek frekanslı (Larmor frekansı), taşıyıcı dalgalar tarafından taşınan düşük frekanslı (50 kHz) uzaysal bilginin modüle edildiği bileşenlerden oluşur. Taşıyıcı dalga'nın sinyalden silinmesi sonucunda görüntüyü oluşturacak sinyalin elde edilmesi işlemine **demodülasyon** adı verilir.

Yandaki FID sinyali **genlik (Amplitude AM) modülasyonuna** bir örnektir. FID sinyali, azalan üstel  $e^{-t/T_2}$  sinyali tarafından modüle edilen  $\{ \sin \omega_0 t \}$  taşıyıcısından oluşmaktadır.



# MR Görüntü Oluşumu

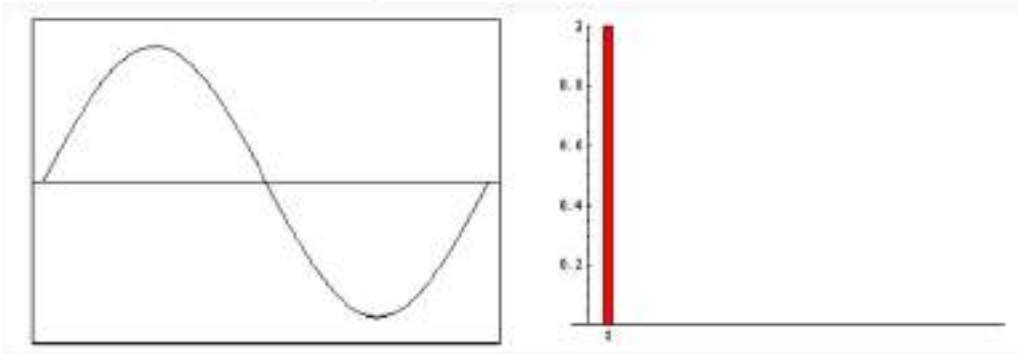
## Fourier Dönüşümü

**MR sinyalinin**; farklı frekans, faz ve genliğe sahip birçok sinüs dalgasının toplamı şeklinde ifade etmemize izin veren matematiksel bir tekniktir. Fransız matematikçi ve fizikçi **Jean-Baptiste Joseph Fourier (1768-1830)** tarafından bulunmuştur.

$$s(t) = a_0 + a_1 \sin(\omega t + \phi_1) + a_2 \sin(2\omega t + \phi_2) + a_3 \sin(3\omega t + \phi_3) + \dots$$

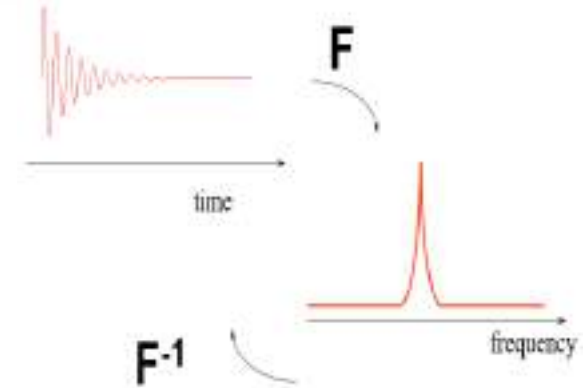
Burada,  $a_i$ 'ler genlik,  $\phi_i$ 'ler faz kaymaları ve  $\omega$  ise temel frekansı ifade eder. Yüksek frekanslı ( $2\omega$ ,  $3\omega$ , vb) bileşenlere sinyalin harmonikleri denir. Örneğin; aşağıda görülen kare dalganın Fourier açılımı;

$$s(t) = \sin(\omega t) + \frac{1}{3} \sin(3\omega t) + \frac{1}{5} \sin(5\omega t) + \frac{1}{7} \sin(7\omega t) + \dots$$



a. Kare dalga zaman bölgesi

b. Frekans bölgesi



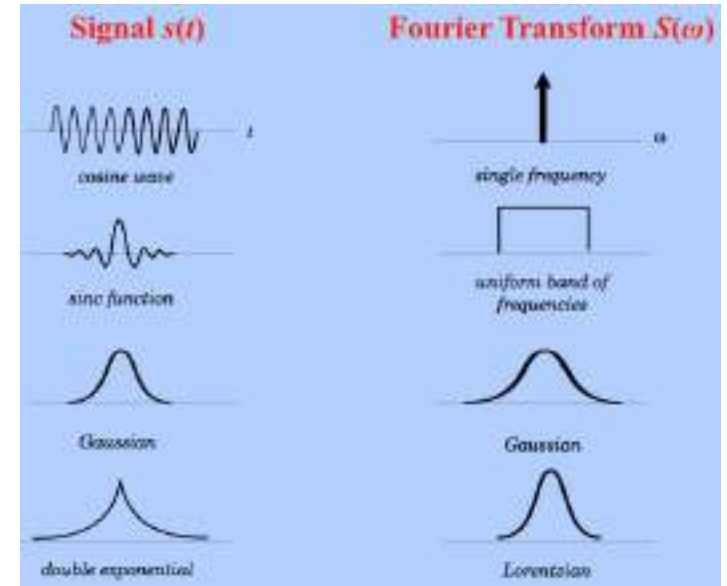
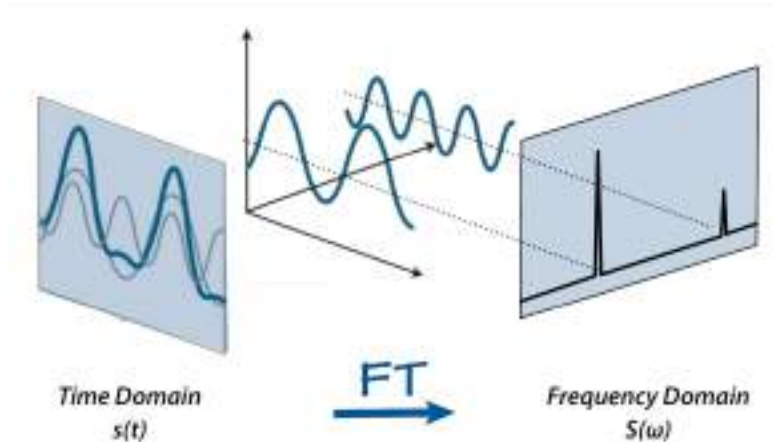
# MR Görüntü Oluşumu

## Fourier Dönüşümü

Kare dalga şeklindeki sinyalin zaman bölgesindeki ifadesi  $s(t)$  ile, frekans bölgesindeki ifadesi ise  $S(\omega)$  ile gösterilir ve  $S(\omega)$ 'ya  $s(t)$  sinyalinin Fourier Dönüşümü adı verilir.  $S(\omega)$ , kompleks sayı değerleri alabilen harmonik frekansları, fazları ve genliği olan bir fonksiyondur. Fourier ve Ters Fourier dönüşüm çifti aşağıdaki formüllerle verilir.

$$S(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t)e^{-i\omega t} dt$$

$$s(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} S(\omega)e^{i\omega t} d\omega$$

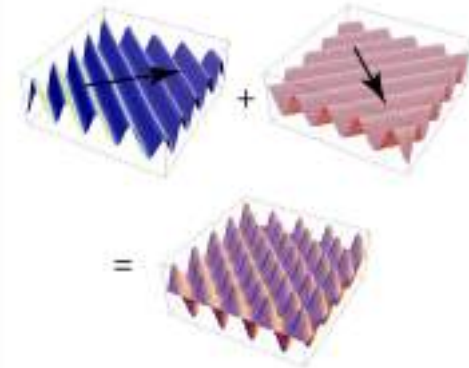
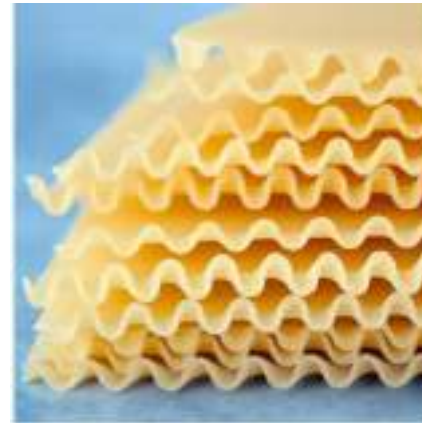
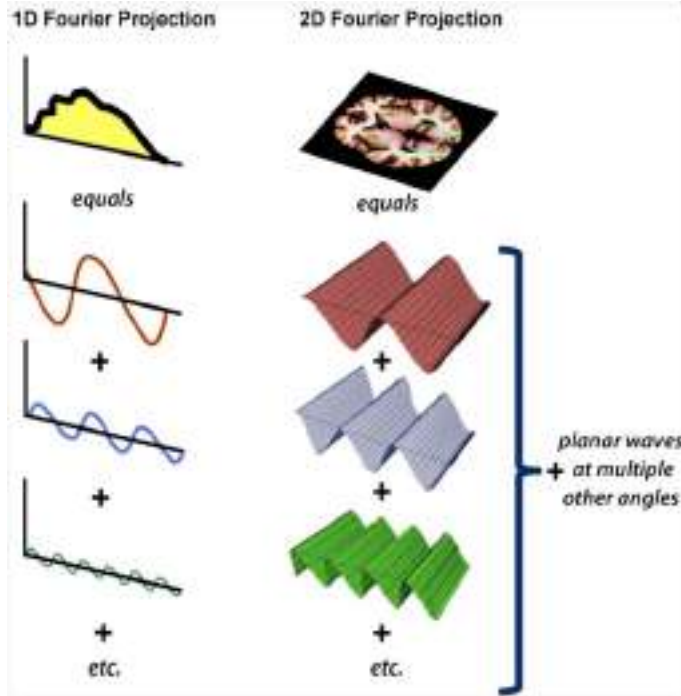




# MR Görüntü Oluşumu

## 2 ve 3 Boyutlu (2D, 3D) Fourier Dönüşümü

Tek boyutlu sinyallerin, sinüs şekilli dalgaların toplamı ile ifade edilmesine benzer şekilde **2 boyutlu bir görüntü de** farklı uzaysal frekanslardaki ve yönlerdeki **düzlemsel dalgaların toplamı** şeklinde ifade edilebilir. Aşağıda **soldaki görüntüde 2 boyutlu beyin görüntüsü**, sağda ise **3 boyutlu bir pasta** resminin farklı genlik ve frekanstaki **düzlemsel dalgardan** nasıl oluştuğu görülmektedir.



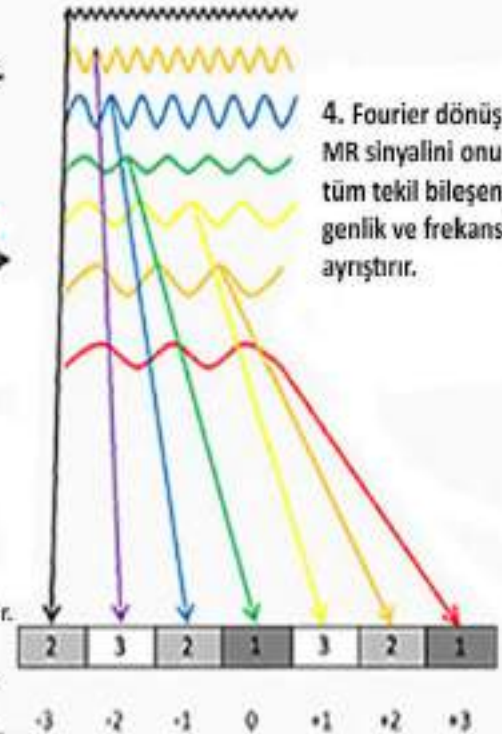
# MR Görüntü Oluşumu

Frekans	Genlik	Sinyal Dalga Şekli
+3	1	
+2	2	
+1	3	
0	1	
-1	2	
-2	3	
-3	2	

3. Görüntülenen nesnedeki alanların birleşiminden oluşan MR sinyali ölçülür.

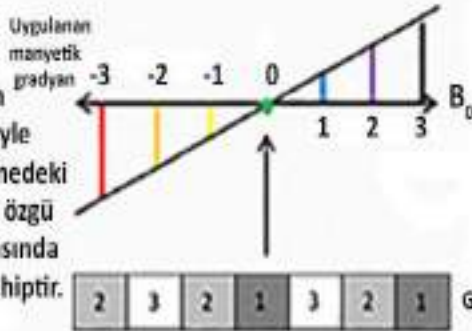


Fourier Dönüşümü



4. Fourier dönüşümü bileşik MR sinyalini onu oluşturan tüm tekil bileşenlerine kendi genlik ve frekanslarına göre ayrıştırır.

2. Manyetik gradyan uygulanması nedeniyle görüntülenecek nesnedeki her bir alan kendine özgü tekil bir dönü frekansında dönen protonlara sahiptir.

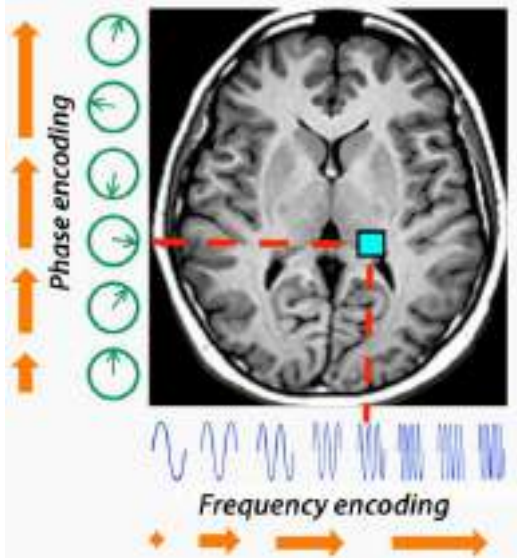


1. B<sub>0</sub> ana manyetik alanına yerleştirilen görüntülenecek nesne.

Her alanın belirli bir sinyal gücü vardır.

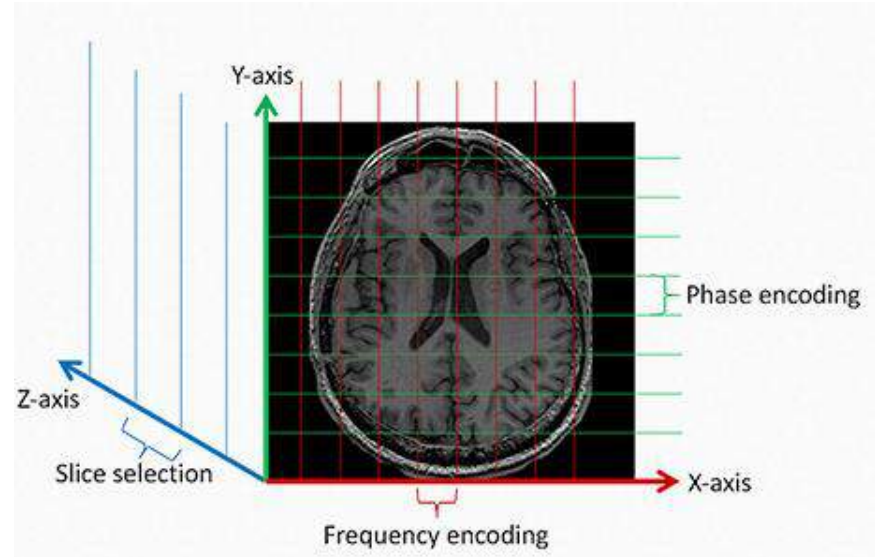
5. Yazılım, fourier dönüşümünden gelen her bir dalgayı frekansına bağlı olarak o dalga için ayrılmış alana yerleştirir. Piksel/voksel parlaklığı dalganın genliği ile belirlenir.

# MR Görüntü Oluşumu



**Tarayıcı tüm MR sinyallerinin yerlerini nasıl biliyor?**  
Tipik bir MR taraması **4 milyondan fazla voksele** sahip bir görüntü üretebilir. Her bir vokselin yerinin belirlenmesinde kombinasyon halinde:

1. **Z-ekseni boyunca seçilen kesit (slice selection)**
2. **Frekans farklılıkları (frekans kodlama)**
3. **Faz farklılıkları (faz kodlama)**

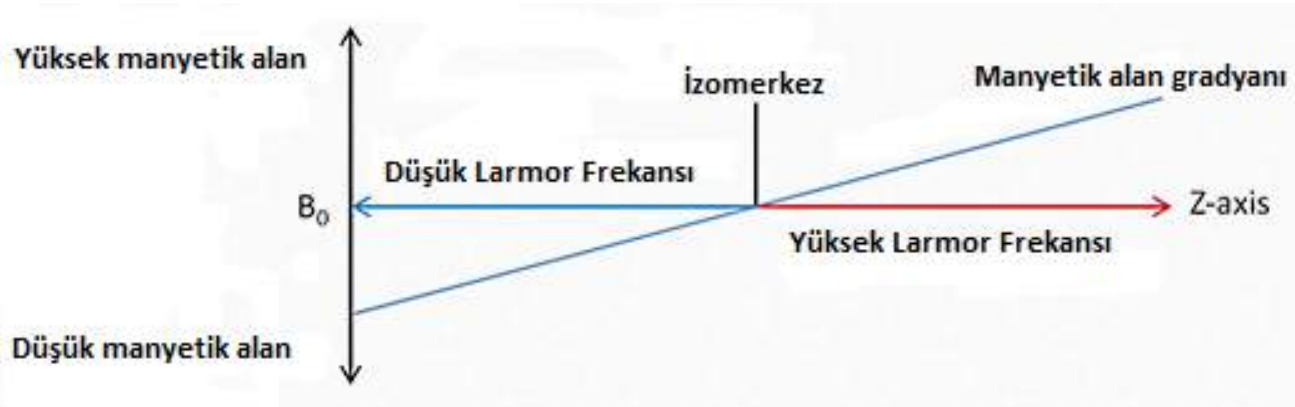


# MR Görüntü Oluşumu

## Kesit Seçimi

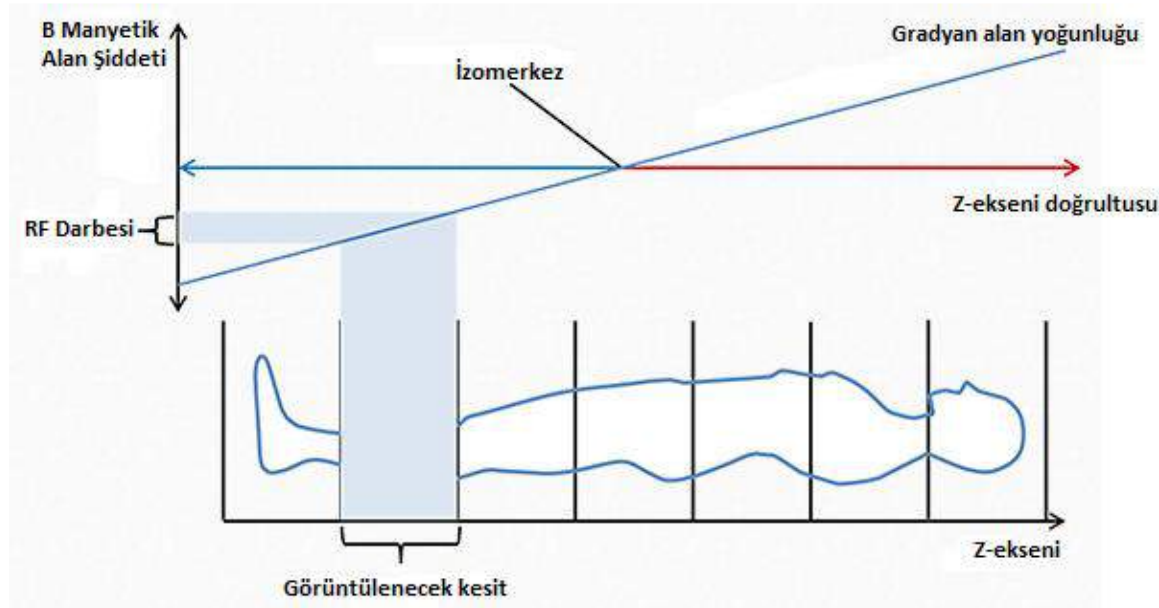
Hangi kesitten görüntü alınacağını seçmek için RF darbesi ile z yönündeki bobin birlikte kullanılır. Kesit seçimi üç aşamada gerçekleştirilir;

1. Z-eksenindeki manyetik alan gradyanı (gradient), ana manyetik alana bindirilerek uygulanır. Bu durumda protonların dönü frekansları manyetik alanla doğru orantılı değişeceğinden (Larmor denklemi), protonların dönü frekansı z eksenini boyunca farklı frekanslara sahip olur.



# Gradient Sargıları - Kesit Seçimi

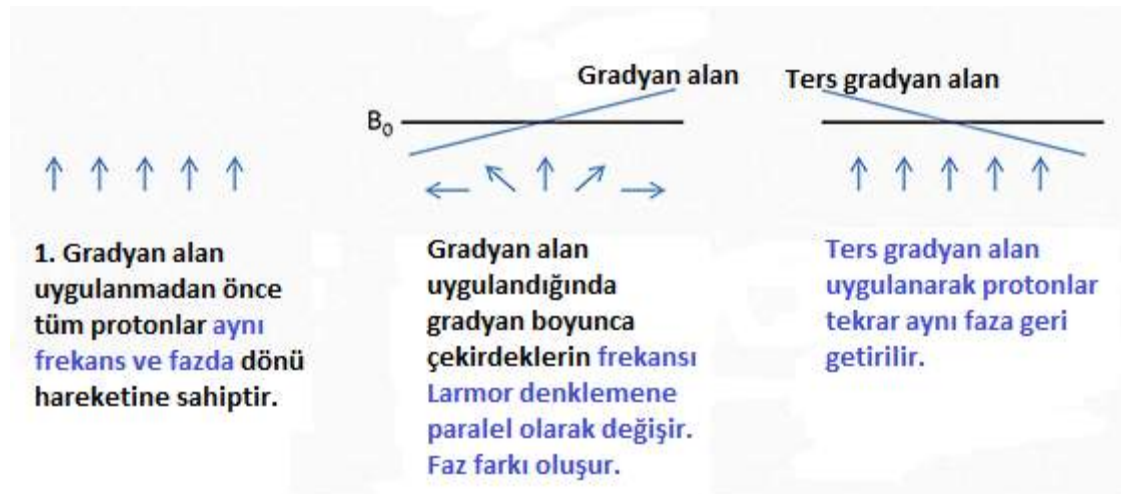
2. Ardından protonları uyarmak için RF darbesi uygulanır. Protonların daha önce uygulanan gradyan alan nedeniyle Larmor frekansları z-ekseni boyunca farklı olduğundan, RF darbesinin frekansını seçmek istediğimiz kesitin frekansına ayarlayarak kesit seçimini yapmış oluruz.





# Gradient Sargıları - Kesit Seçimi

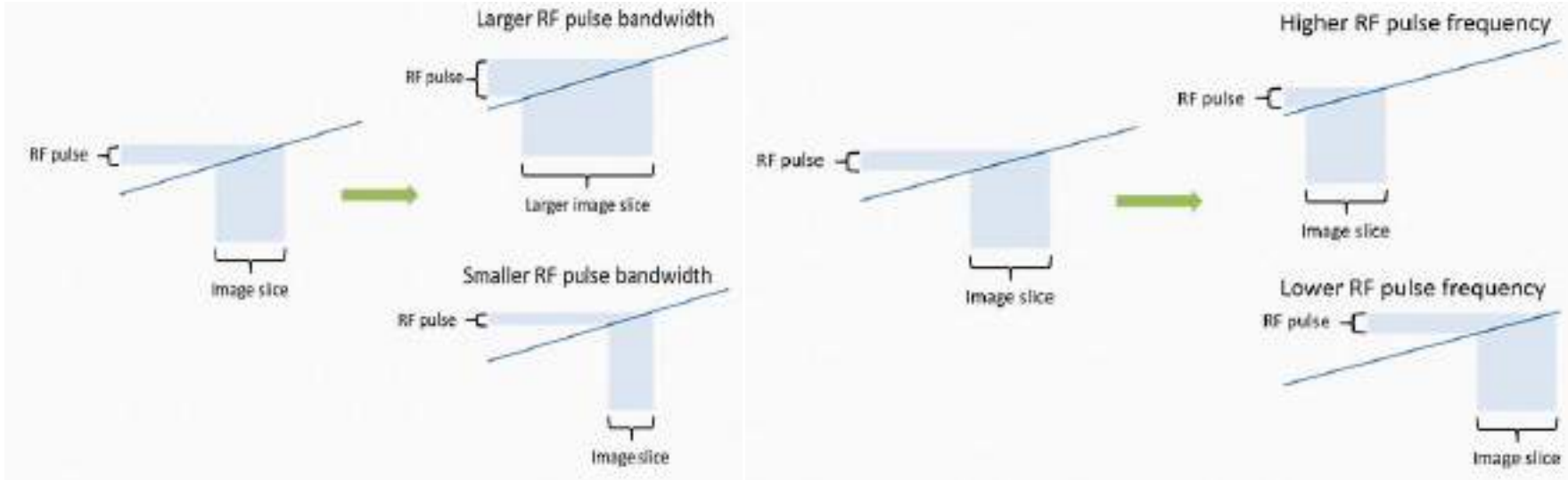
3. Son aşamada, frekanslar gradyan boyunca farklı olduğundan, **protonlar arasında faz farkı** oluşur. Bir sonraki dilimi seçmeden önce **protonları sıfırlamamız** gerekir. Sıfırlama işlemi için **bir önceki adımda uygulanan gradyan alanın tam tersi yönde geçici bir gradyan alan** uygulanır. Protonlar bu alan sonrası **aynı faza geri dönerler**.



# Kesit Seçimi

## Kesit özelliklerini etkileyen faktörler:

Seçilen kesitin özellikleri uygulanan RF darbesinin bant genişliğine, RF darbesi frekansına ve uygulanan gradyan alanın şiddetine göre değişiklik gösterir. Bu üç parametreyi değiştirerek değişik kesitlerin seçimi mümkün olmaktadır.



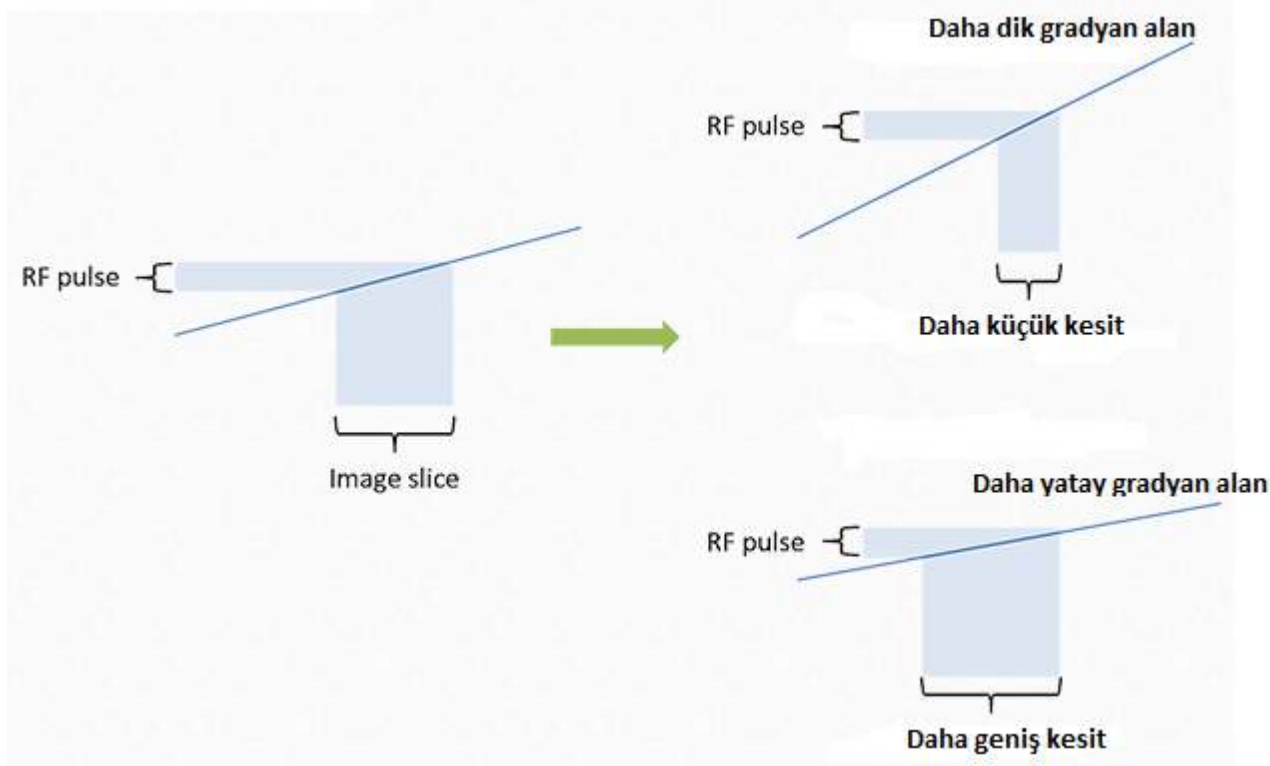
Büyük bant genişliği = geniş frekans aralığı = büyük kesit

RF darbe frekansını değiştirmek, z ekseninde yukarı ve aşağı yönde seçilen kesiti hareket ettirir.



# Kesit Seçimi

**Kesit özelliklerini etkileyen faktörler:**



**Gradyan alan şiddetinin değiştirilmesi, gradyanın eğimini (dikliğini) değiştirir.**

**Aynı RF darbesi daha sonra farklı bir dilim boyutunu etkinleştirir (seçer).**

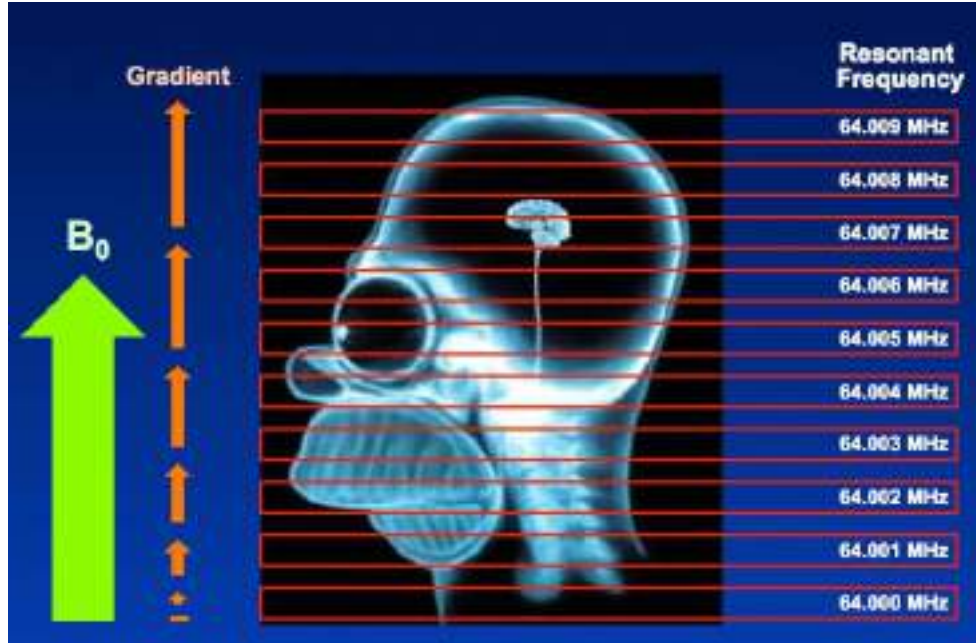
**Daha şiddetli gradyan = daha küçük görüntü kesiti**

**Daha şiddetsiz gradyan = daha büyük görüntü kesiti**

# MR Görüntü Oluşumu

## Frekans kodlama

Manyetik alan gradyanları uygulandığında, uygulandığı bölgedeki ana manyetik alanı değiştirerek yerel rezonans frekansını birkaç yüz ila birkaç bin Hz arasında değiştirir. Frekans kodlama, 2D görüntüleme kesit seçiminde ve bir kesit içinde voksel konumunu belirleme maksadıyla kullanılır.



Frekans kodlamanın kesit belirleme amaçlı kullanımı.

# MR Görüntü Oluşumu

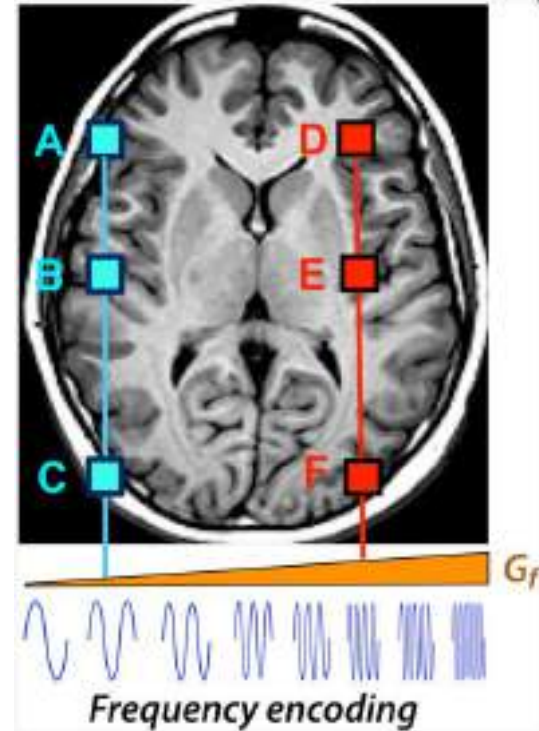
**Frekans kodlama gradyanı ( $G_f$ )**, görüntünün solundan  $x=0$ 'dan başlar ve **yatay eksen boyunca doğrusal olarak artar**. Ana (statik) manyetik alan  $B_0$ , yatay eksen boyunca herhangi bir noktadaki ( $x$ ) **etkin alan  $B(x)$**  ise,  $B(x) = B_0 + x.G_f$  ile ifade edilir.

Larmor denkleminde ( $f=\gamma B$ ),  $f(x)$  **rezonans frekansı**  $x$  eksenini boyunca **linear olarak** değişir:

$$f(x) = \gamma B(x) = \gamma B_0 + \gamma x.G_f = f_0 + f_g(x)$$

Burada  $f_0$  ana manyetik alanın Larmor frekansı ve  $f_g(x)$ , gradyan boyunca pozisyona göre frekans kaymasıdır.

Herhangi bir kolondaki (ABC gibi) sinyallerin hepsi aynı frekansta olup, başka bir kolonun sinyal frekanslarından farklıdır (DEF gibi).



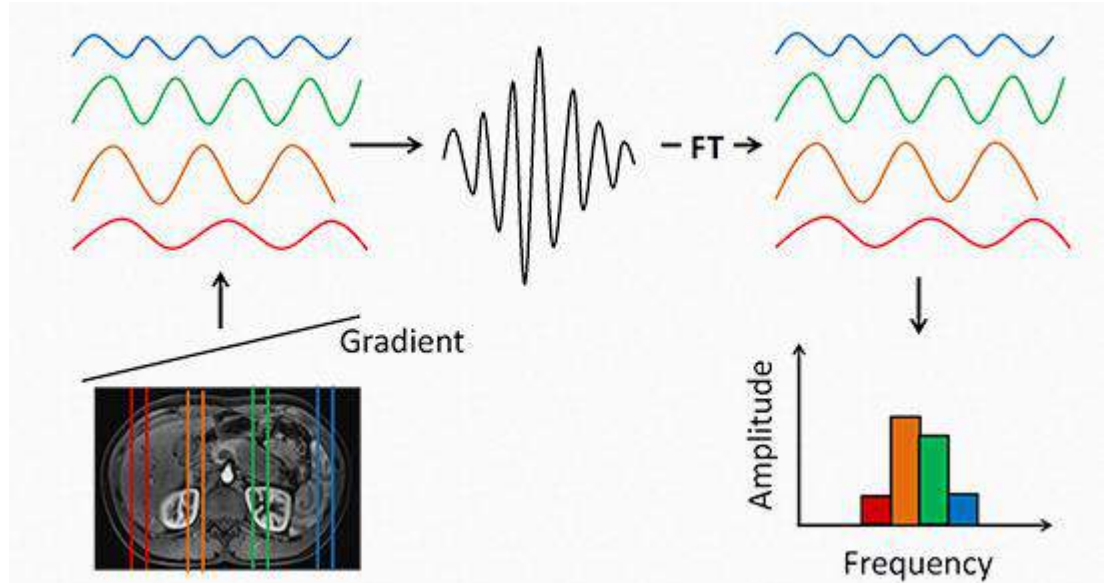
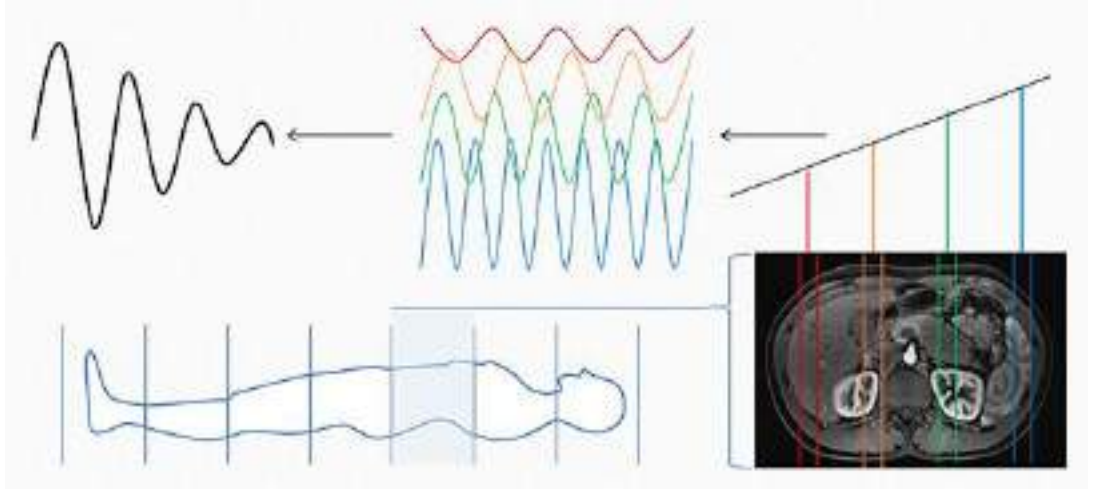
# MR Görüntü Oluşumu

## Frekans kodlama

**X eksen**i yönündeki **manyetik gradyanı** değiştirerek **Frekans kodlama** yapılır. X-Eksenine uygulanan gradyan alan protonların Larmor frekanslarını x eksenine boyunca değiştirir bu sayede her bir proton x eksenindeki konumuna bağlı olarak **farklı bir frekansın bir sinyalini döndürecektir.**

X-ekseni yönündeki **gradiente 'read out' veya frekans kodlama gradyanı** de denir.

Frekans kodlama ile her sinyali, **dilimin x eksen**i içindeki konumuna ve frekansına (parlaklık) göre eşleştirebiliriz.

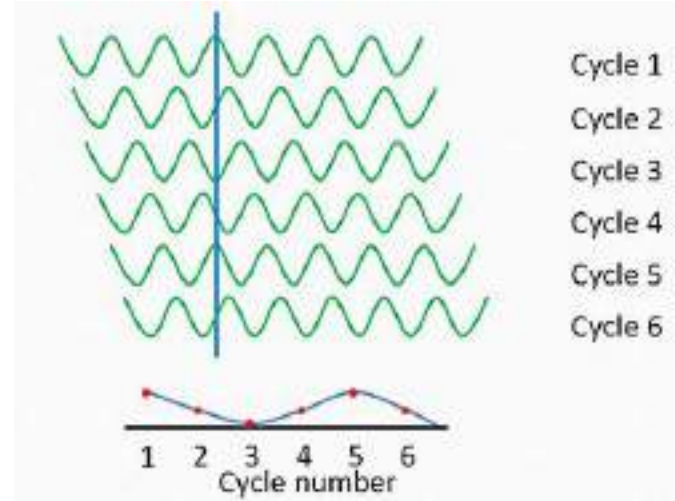


# MR Görüntü Oluşumu

## Faz kodlama

Şimdiye kadar görüntülenecek objenin **tek bir dilimini (kesit seçimi)** ve bu dilim içindeki **tek bir sütunu (x-gradyanı)** seçtik, şimdi bu sütundaki sinyali (**yani satırı**) yerelleştirmeliyiz. Bunu da **y ekseninde başka bir gradyan** uygulayarak yaparız.

X-gradyanından önce **y-ekseni boyunca faz kodlama gradyanını** açıyoruz. Bazı bölümler daha hızlı bir frekansla ve bazıları daha yavaş bir frekansla başlayacaktır. Y-gradyanını kapattığımızda, **tüm bölümler aynı frekansa geri döner, ancak artık sütun boyunca pozisyona bağlı olan bir faz kayması ile tüm sinyaller faz dışıdır.**



# MR Görüntü Oluşumu

- Uygulanan **faz kodlama gradienti** sinyallerin fazını değiştirmiş olmakla birlikte tüm kesiti eşit oranda etkilediği için **henüz görüntü oluşturmak için kullanılan “voksel” bilgisi oluşturmak mümkün değildir.**
- Voksel sinyalin alındığı **esas doku hacmidir**, **piksel ise ekrana yansıyan iki boyutlu alandır.**
- Voksel bilgisine ulaşabilmek için **bahsedilen işlemlerin her bir matris sırası için tek tek yeniden yapılması gereklidir.**

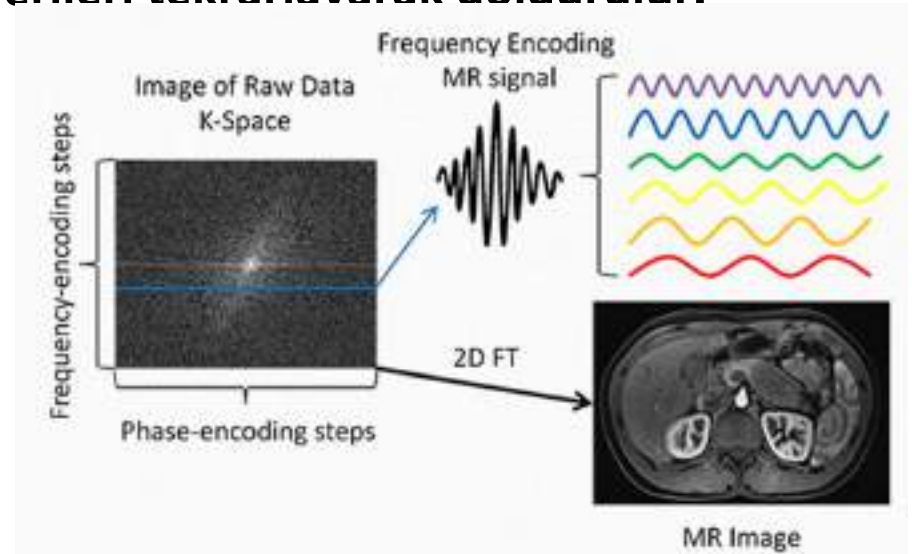
# MR Görüntü Oluşumu

## K-Uzayı (K-alanı)

Seçilen kesitteki **dilime ait veriler toplandıkça**, 'K-alanı' veya 'K-Uzayı' olarak adlandırılan bir **iki boyutlu (2D) ham verilerden (gri skala değerleri) oluşan** temsili bir alan ortaya çıkar.

Her bir **k-alanı sütunu**, bir **frekans kodlama** adımı sırasında elde edilen sayısal verileri, **her bir k-alanı satırı ise**, **faz kodlama** adımları sırasında elde edilen sayısal verileri tekrarlayarak doldurulur.

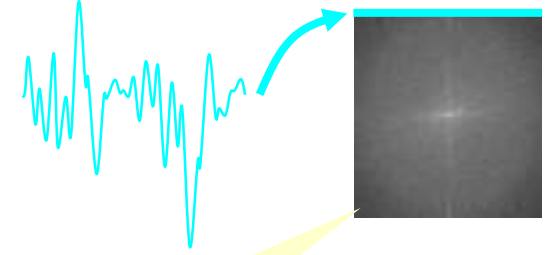
K-alanında **her nokta** MR görüntüsünün tamamı hakkında bilgi içerir. **K-alanının merkezi kontrast bilgilerini** içerir. K-alanının **çevresi ince detayları** içerir.





MR Sinyallerini depoladığımız alandır.

MR Görüntüsü ile matematiksel bir ilişkisi vardır.



(2-D Fourier Dönüşümü)

MR görüntüsünü bu veri alanı kullanarak oluşturuyoruz.

MR görüntüsünü oluşturmak için daha önceden satır satır doldurmuş

K-alanı sadece bir sayı dizisidir. Bu sayılar oluşturulacak MR görüntüsünün gri seviye değerlerini ifade eden ve belirli bir veri türünü temsil ettiğinden ilginç özellikleri olan sayılardır. Bu özelliklere sahip bir diziye k-boşluğu denir.

uzayının merkezinde bulunur.



# K-uzayı nasıl çalışır?

K-uzayında  
✓ verilerin  
depolanması

K-uzayının ne  
olduğu, ne tür  
verileri içerdiği,  
ve bu verilerin  
nasıl depolandığı  
bir önceki  
yansıda anlatıldı.

Fourier  
Dönüşümü  
nedir, ne  
yapar?

Matematik  
içermeyen izah !

Uzamsal kodlama

Uzamsal  
(mekânsal)  
kodlamayı  
açıklamak için  
bu unsurlardan  
yararlanacağız.

K-uzayı  
örnekleri



# Fourier dönüşümü

MRG'de ölçtüğümüz sinyaller, görüntülenen nesneden gelen sinyallerin bileşimidir.

Herhangi bir MR sinyali, her biri ayrı frekans ve genliğe sahip bir dizi sinüs dalgasından oluşur. Fourier dönüşümü bu sinyali alır ve onu oluşturan sinüs sinyallerinin frekanslarının ve genliklerinin ne olduğunu ortaya çıkarır.

(Yani, sinyali zaman bölgesi bölgesine dönüştürür.)

MRG sinyalini, frekans ve (değişim oranında) fazının değişimiyle ilgili manyetik alan gradyanlarıyla uzamsal (mekânsal) olarak kodlarız. Fourier dönüşümü, bir MR sinyalindeki frekansları ayırabildiğinden, görüntüyü oluşturmak için doğru sinyal yoğunluğunun nereye çizileceğini hesaplayabiliriz.

Fourier dönüşümü, herhangi bir periyodik sinyali oluşturan dalgaları belirlememize izin verir.



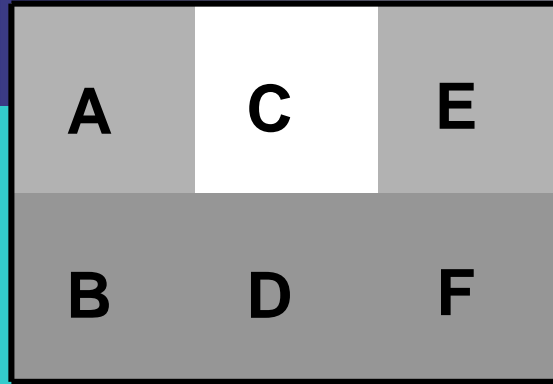
en oluşmuştur.



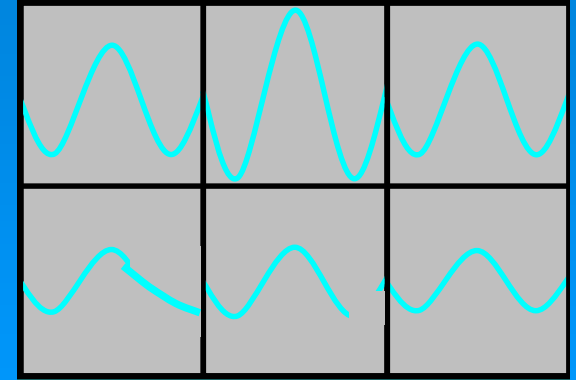
## Görüntü

## Bir frekans kodlaması

Faz kodlama



Frekans kodlama



RF Sinyali

İki satır pikselen oluşan ve bir faz kodlama aşaması için, C ve D piksellerinin genliğini hesaplamak için kullanılan eş zamanlı denklemler oldukça basit görünüyor. Ancak, faz kodlama yönünde 256 piksel için 256 faz kodlama adımı olduğunu düşündüğümüzde ikinci bir Fourier dönüşümü kullanılır. Buradan en azından faz kodlaması kullanarak tek tek piksel değerlerini hesaplamamın mümkün olduğu görülebilir. Gerçek görüntüde daha fazla piksel içeren birçok faz kodlama adımı vardır.

Faz kodlama yok



A+

Faz kodlaması olmadan, görüntülenecek nesnedeki tüm sinyallerin toplamı olan bir sinyal alırız.

180° faz kayması



FT

FT, frekans kodlaması sonucunda verilen her frekanstaki toplam sinyali bileşenlerine ayırır.

C-D

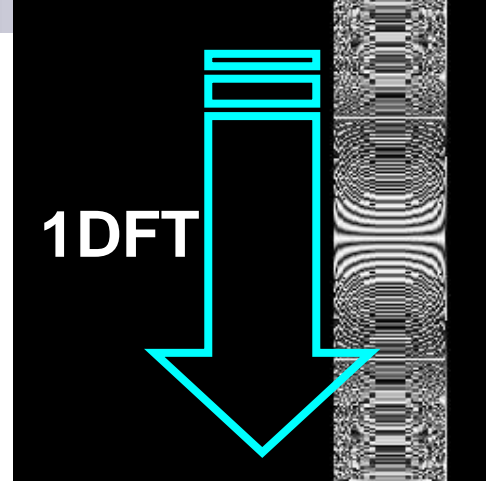
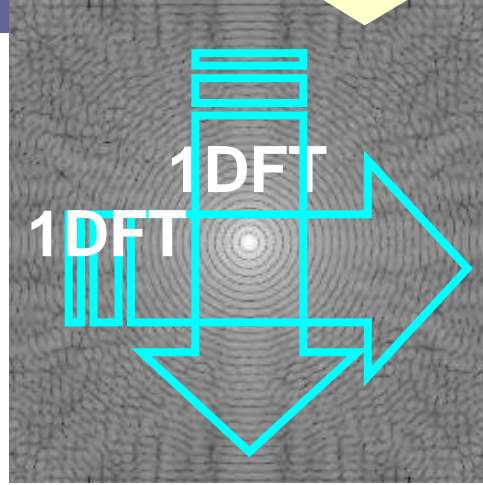
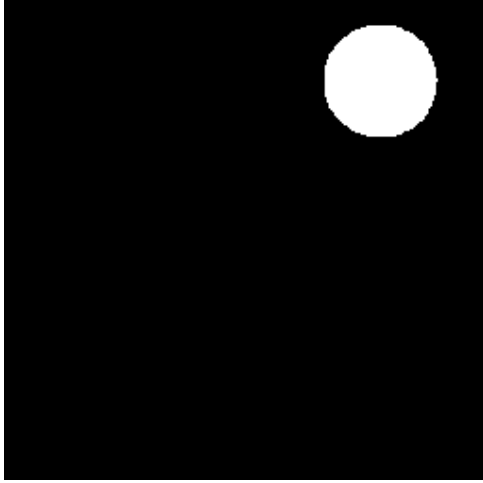
$$(C+D) + (C-D) = 2C$$

Her frekans için farklı toplamlar elde edilir.



# Sonuç görüntü

K-uzayı

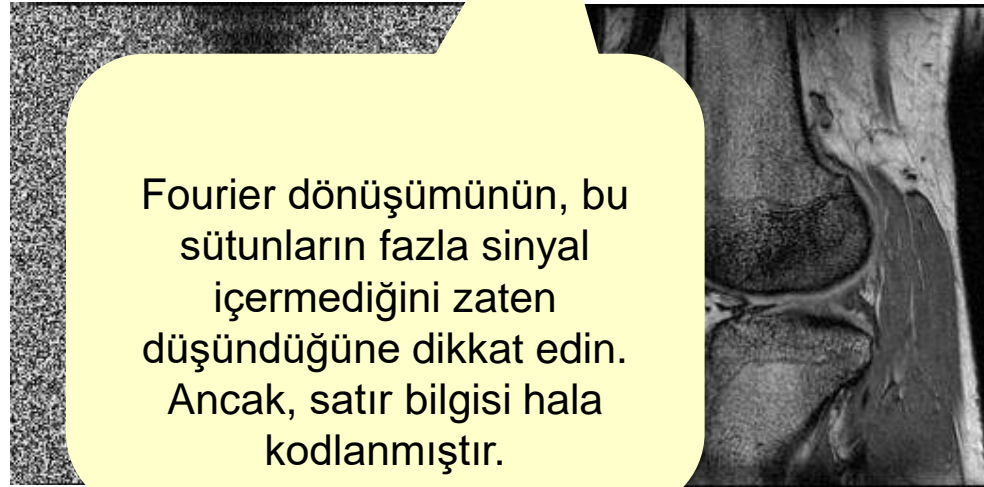
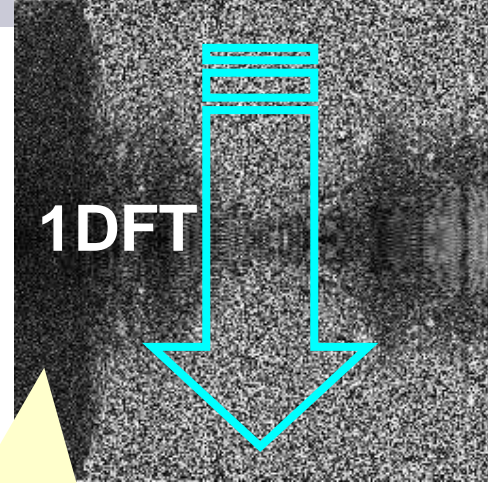
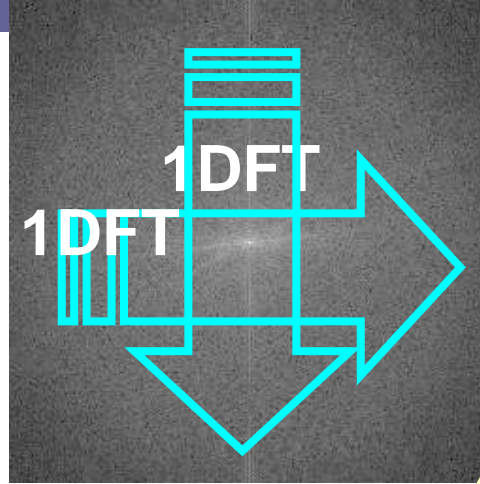


Fourier dönüşümlerinin sırası önemli değildir.

Fourier dönüşümünü bir yönde gerçekleştirmek sütunları sıralar. Ancak, diğer yöndeki veriler hala kodlanmış durumdadır.

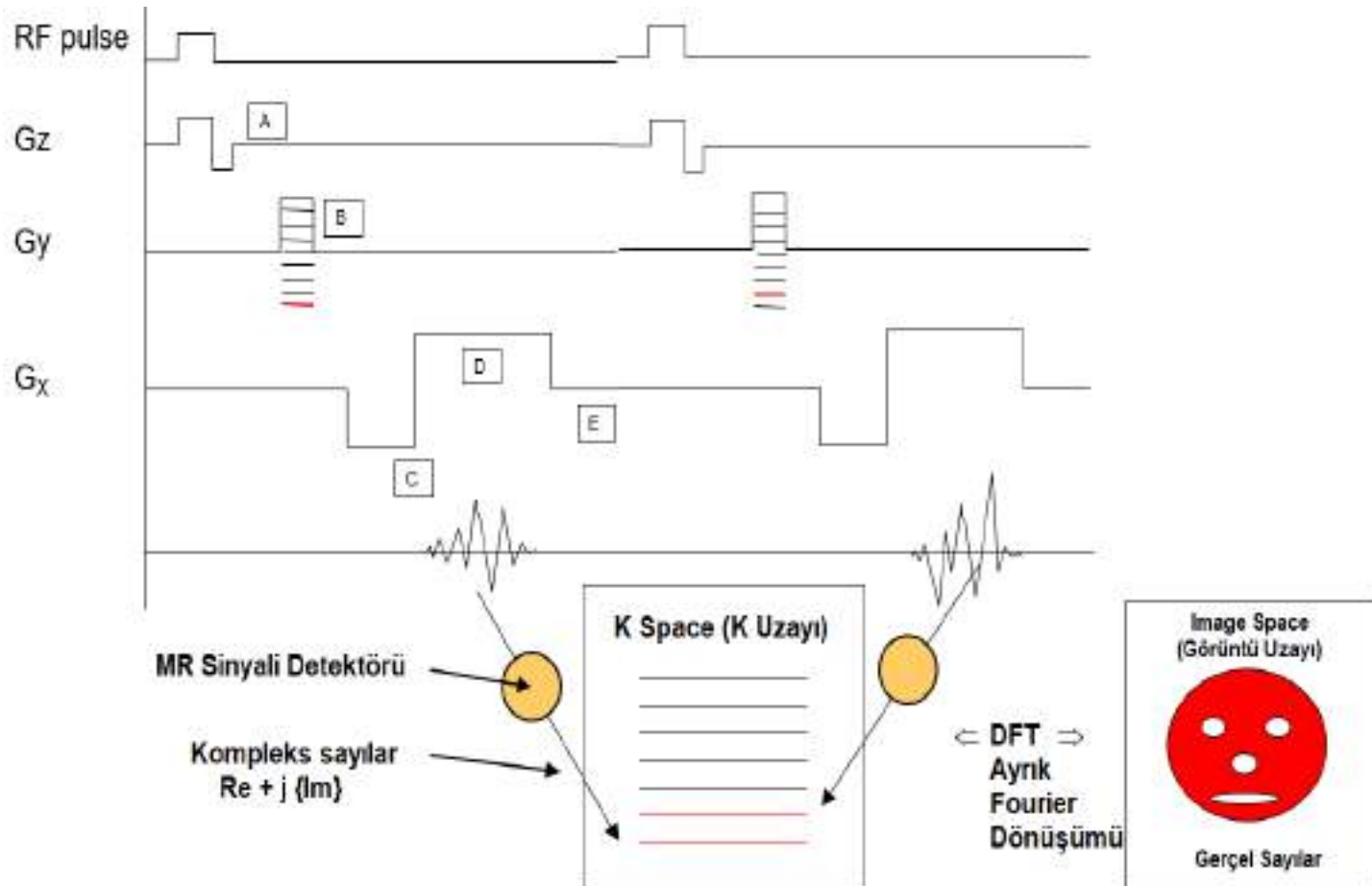


# Görüntü



Fourier dönüşümünün, bu sütunların fazla sinyal içermediğini zaten düşündüğüne dikkat edin. Ancak, satır bilgisi hala kodlanmıştır.

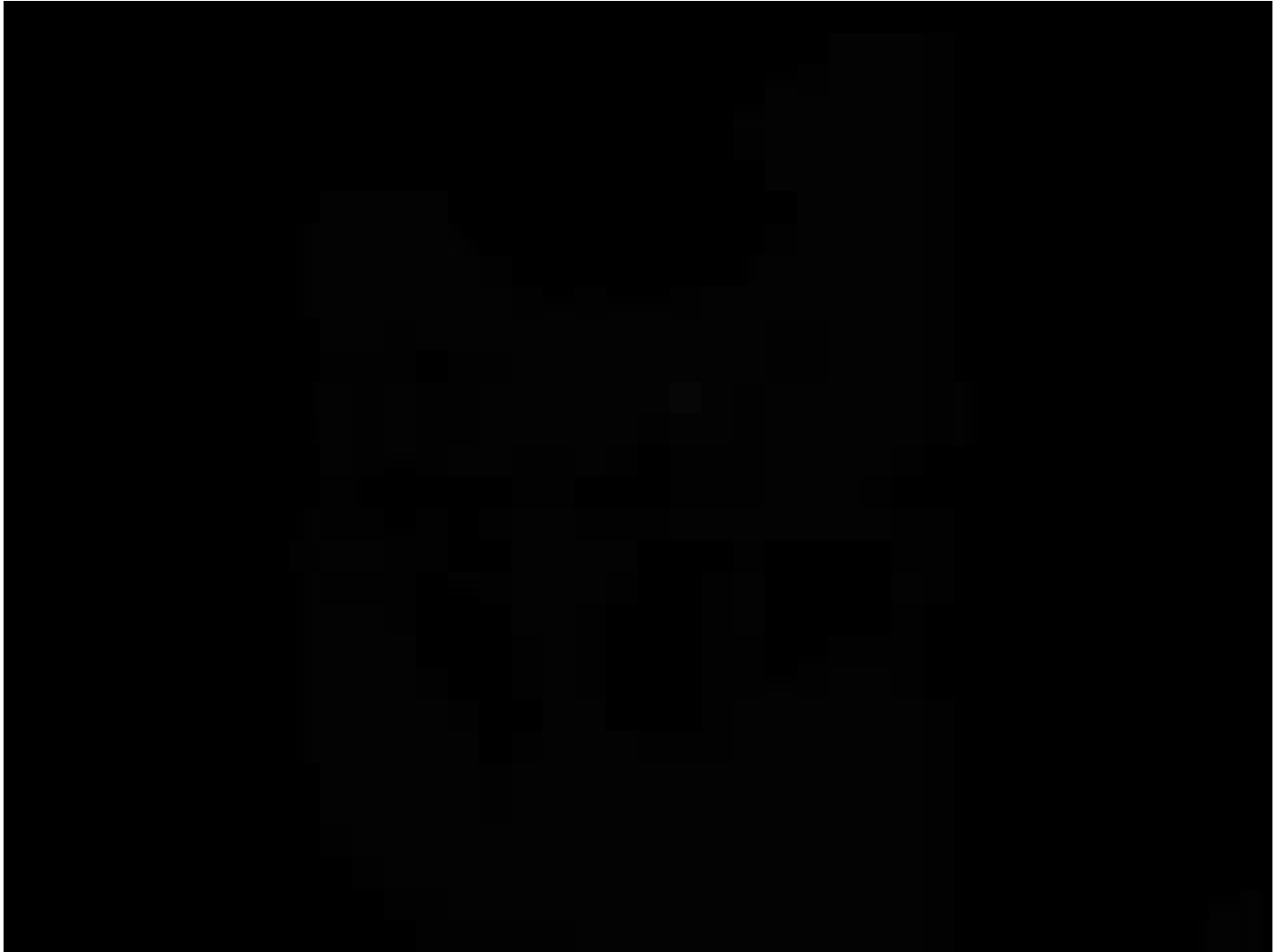








# Manyetik Rezonans Sistemi



**T.C.**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ**  
**Gülhane Sağlık Meslek Yüksekokulu Müdürlüğü**

**Öğrenciler İçin Çevrimiçi (Online) Ara Sınavları / Ödevleri ile İlgili Usul ve Esaslar**

**1. ÖDEV**

- a. **Teslim tarihi:** Dönem içerisinde farklı sayıda ve haftalarda ödev verilmedi ise (sadece bir tane ödev söz konusu ise) ara sınav yerine geçecek ödevin son teslim tarihini dersin sorumlu öğretim elemanı belirleyecektir.
- b. **Teslim şekli:** Öğrenciler ödevlerini dersin sorumlu öğretim elemanının belirleyeceği Microsoft Teams üzerinden veya öğretim elemanlarının sbu.edu.tr uzantılı e-posta adreslerine gönderecektir. Gönderilen ödevler resmi evrak niteliğindedir. Ödevlerde öğrencinin adı soyadı, öğrenci numarası, bölümü gibi tanımlayıcı bilgileri bulunmak zorundadır.
- c. Dersin ara sınav (vize) ve dönem sonu sınav (final) katkı oranı ile ilgili bir düzenleme yapılmadığı için vize sınavının katkısı %40 ve final sınavının katkısı %60 olarak alınacaktır.

**2. ÇEVİRİMİÇİ (ONLINE) SINAV**

**a. Sınavın Uygulanışı:**

- i. Sınav Microsoft Forms sistemi üzerinden yapılacaktır. Sınavın başlangıç saati ve bitiş saati gibi gerekli bilgiler ve Sınava Giriş Bağlantısı sınavdan önce Microsoft Teams üzerinde Dersin Sınıfı içinde paylaşılacaktır. Öğrenciler sınavdan önce bu gönderileri takip etmekle sorumludur.
- ii. Sınav test, klasik veya karışık sorular (klasik, çoktan seçmeli, doğru-yanlış, boşluk doldurma vs.) hazırlanarak yapılabilecektir.
- iii. Sınava Giriş Bağlantısı tıkladığında öğrenci kendi “sbu.edu.tr” uzantılı e-posta adresi (Ör. 123456789@ogrenci.sbu.edu.tr) ve şifresi ile giriş yapmalıdır.
- iv. Sınav öncesinde mail adresi ile şifresinin çalışır (aktif) olduğunu kontrol etmek öğrencinin sorumluluğundadır. Sınavdan birkaç gün önce kontrol edilmesi önerilmektedir. (Mail adresi ile sorun yaşayan öğrenciler sınavlar başlamadan [https://degistir.sbu.edu.tr/\(S\(pgh501k2ue2hmv4r1yxdddznv\)\)/Step1](https://degistir.sbu.edu.tr/(S(pgh501k2ue2hmv4r1yxdddznv))/Step1) adresine girerek sorununu çözmekle sorumludur.
- v. Sınavdan 15 dakika önce sisteme giriş yapınız. Sınav başlangıç saatinde sınav otomatik olarak başlayacak ve bitiş saatinde kapanacaktır. Bitiş saatinden sonra sınav sorularını görmek ve cevaplamak mümkün değildir. Sınav sorularını cevaplayınız ve en altta yazan “GÖNDER” butonuna tıklamadan sınavdan ayrılmayınız. “GÖNDER”e tıklamadığımızda cevaplarınız kaydedilmeyecektir. “Yanıtınız Gönderildi” mesajı gelmeden sistemden çıkış yapmayınız.
- vi. Sınav esnasında yaşayacağınız sorunları Microsoft Teams üzerinde ilgili dersin sınıfı içinde dersin sorumlu öğretim elemanı ile paylaşabilirsiniz.

**b. Sınav Süresi:**

- i. Sınav süresi dersin öğretim elemanı tarafından belirlenecektir. Süre öğrencilerin diğer sınavları da dikkate alınarak bir çakışmaya engel olmak amacıyla en fazla 60 dakika olacaktır.

**c. Sınavların değerlendirilmesi:**

- i. Dersin ara sınav (vize) ve dönem sonu sınav (final) katkı oranı ile ilgili bir düzenleme yapılmadığı için vize sınavının katkısı %40 ve final sınavının katkısı %60 olarak alınacaktır.

**T.C.**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ**  
**Gülhane Sağlık Meslek Yüksekokulu Müdürlüğü**

- d. **Mazeret sınavı:** Herhangi bir nedenle sınava giremeyen öğrenciler için aşağıdaki alternatiflerden bir veya birkaçı uygulanabilir.
- i. Sınava giremeyen öğrencilere yönelik başka bir tarihte (Yüksekokul Müdürlüğü tarafından belirlenecek ve duyurulacak) aynı yolla mazeret sınavı yapılacaktır.
  - ii. Sınava giremeyen öğrenciler ile Microsoft Teams üzerinden (canlı kayıt altına almak kaydıyla) sözlü sınav yapılabilir.
  - iii. Mazeret sınavına girecek öğrencilerin belirlenmesinde ve kullanılacak sınav yönteminden ilgili bölüm ve dersin sorumlu öğretim elemanı sorumludur.
- e. **Etik Konular:** Sınavın gizliliği esastır. Öğrenciler sınavın sorularını ve cevaplarını hiçbir suretle kopyalayamaz, sosyal medyada ve benzeri uygulamalarla paylaşamaz ve kaydedemez. Burada yer almayan hususlar için “Sağlık Bilimleri Üniversitesi Ön Lisans Ve Lisans Eğitim-Öğretim Yönetmeliği” ve “Yükseköğretim Kurumları Öğrenci Disiplin Yönetmeliği” geçerlidir.

## Tıbbi Görüntüleme Sistemlerinin Temelleri Dersi Çalışma Soruları

1.Aşağıda boş bırakılan yerleri doldurunuz.

- Konvansiyonel sabit röntgen cihazları ..... statifli ve ..... statifli olmak üzere ikiye ayrılır.
- Diş hekimliğinde kullanılan X-ışınlı görüntüleme cihazları; .....ve ..... diş röntgen cihazları ile Volumetrik Dental Tomografi Cihazı olarak adlandırılır.
- Meme kanseri taramasında kullanılan x-ışınlı görüntüleme cihazına ..... , akciğerler ve göğüs bölgesinin görüntülenmesinde kullanılan x-ışınlı cihaza ise ..... cihazı da denir.
- Temel bir konvansiyonel röntgen cihazı ....., ....., ....., ..... ve ..... olmak üzere 6 ana bloktan oluşur.
- Röntgen cihazlarında kullanılan x-ışın tüpünün metal dış kılıfına ..... adı verilir.
- X-ışın tüplerinin iç kısmında bulunan tüp ..... Malzemeden yapılmış olup soğutma amaçlı olarak etrafı ..... ile doludur.
- Röntgen cihazından çıkan X-ışın demetinin düzleştirilerek hastaya ve röntgen cihazını kullanan personele ulaşan saçılan radyasyonun minimum düzeye indirilmesine ....., bu işlemi yapan parçaya ise ..... adı verilir.
- Röntgen cihazlarında hastaya verilen x-ışın miktarı tüpe uygulanan, ..... ve ..... değerleri ile ayarlanır.
- Kendilerine belli bir dalga boyunda enerji verildiğinde görünür ışık üreten maddelere ....., bu olaya ise ..... olayı denir. Yalnızca enerji verilmesi esnasında ışımaya olayına ....., enerji verilmesi kesildikten sonra da devam eden ışımaya olayına ise ..... adı verilir.
- Konvansiyonel röntgen cihazında x ışınları kaset içindeki ..... adı verilen ..... madde üzerine düşer ve burada oluşan görünen ışık tarzındaki parlamalar film üzerine düşerek görüntü oluşur. Bir radyografi işleminde filmin üzerine düşen ışın miktarı ile orantılı olarak film üzerinde ..... oluşur.
- Sayısal görüntü ..... oluşan görüntüdür.
- Hastanın görüntülenen bölgesinin x-ışınlı görüntüsünü sayısal ortamda oluşturan cihazlara ..... cihazı denir.
- Hastanın görüntülenen bölgesinin x-ışınlı görüntüsünü sayısal ortamda oluşturan cihazlara ..... cihazı denir.
- DR sistemlerinde sayısal görüntü, ..... ve ..... olmak üzere iki farklı şekilde oluşturulur. Bunlardan dolayı dönüştürme de ..... ve ..... olmak üzere ikiye ayrılır.
- X-ışınlarını görünür ışığa dönüştürme işlemine ..... olayı adı verilir.

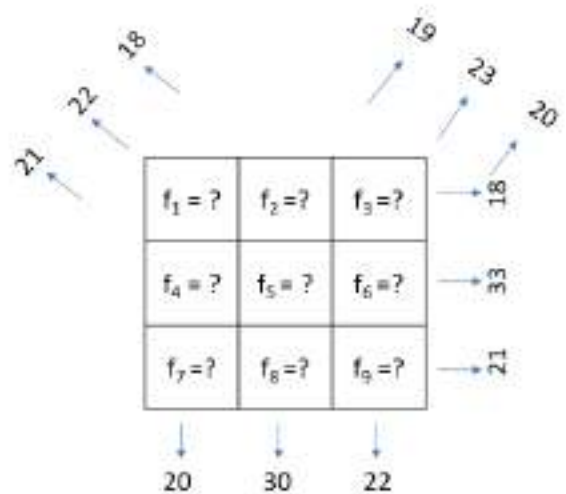
- X-ışınlı röntgen görüntülerinin arka arkaya elde edilerek toplu olarak görüntülenmesine ..... adı verilir. Bu işlem sayısal olarak yapılırsa, ..... olarak adlandırılır.
- Sayısal floroskopi cihazlarında görüntülerin, video sinyali şeklinde elde edilmesini sağlayan parçaya ..... adı verilir.
- Sayısal röntgen cihazı ile sayısal floroskopi cihazlarını oluşturan parçaları yazarak, floroskopi sisteminin üstün yönlerini ve dezavantajlarını belirtiniz.
- Anjiografinin kelime anlamı nedir?
- Kalp ve koroner damarlar, böbrekler, karaciğer anjiyografi incelemelerinin isimleri nedir?
- Anjiyografi cihazlarını oluşturan 5(beş) ana parça nedir?
- Anjiyografi cihazlarında tüp ve görüntü kuvvetlendirici neden C-kol şeklindedir?
- Sayısal floroskopi sisteminin blok diyagramını çiziniz.
- Sayısal çıkartmalı anjiyografide ilk olarak elde edilen kontrastsız görüntüye ne ad verilir? Bu tekniği açıklayınız.
- Kaç çeşit sayısal çıkartmalı anjiyografi tekniği vardır, isimlerini yazarak enerjisel çıkartma yöntemini açıklayınız.
- X-ışın tüplerinde yapay olarak üretilen X-ışınları; Karakteristik ve Sürekli Spektrum (frenleme) X-ışınları olmak üzere ikiye ayrılır. Karakteristik x-ışınlarının nasıl oluştuğunu kısaca anlatarak, bu tür x-ışınlarının hangi oranda (% kaçının) tıbbi görüntüleme de kullanıldığını yazınız (10 Puan).

## Tıbbi Görüntüleme Sistemlerinin Temelleri Dersi (BT) Çalışma Soruları

1. Aşağıda boş bırakılan yerleri doldurunuz.

- Tomografi, ..... anlamına gelen yunanca “tomos” ve “grafi” kelimelerinin birleşiminden oluşur ve ..... anlamına gelir.
- Bilgisayarlı Tomografi (BT-CT) ..... kullanarak, vücudu ..... mm'lik ince dilimler şeklinde kesit olarak inceleyebilen bir tıbbi görüntüleme sistemidir.
- Tomografik görüntülemenin matematiksel temellerini 1917 yılında ..... isimli bilim adamı keşfetmiş olmasına rağmen ilk bilgisayarlı tomografi cihazı 1972'de ..... tarafından üretilmiştir.
- Tomografik görüntüleme sonucunda elde edilen üç boyutlu görüntüler; ..... , ..... ve ..... düzlemlerde incelenebilir.
- Tomografi görüntülerde vücudu ..... doğru (veya tersi) yönlerde bölen y-z eksenli düzleme ..... düzlem adı verilir.
- Genel olarak bilgisayarlı tomografi cihazı; ..... ünitesi, ..... ünitesi, bilgisayar sistemi ve hasta masası olmak üzere dört ana bölümden oluşur.
- Bilgisayarlı tomografide hastanın masaya yatarak görüntüleme için yerleştirildiği yuvarlak boşluk kısmına ..... adı verilir ve bu kısım ..... , detektör bloğu ve ..... olmak üzere üç ana üniteden oluşur.
- Sezyum Iodide (CsI) gibi kristal yapılar üzerine düşen X-ışın fotonlarının görünür ışık fotonları üretmesi olayına ..... adı verilir.
- Bilgisayarlı tomografide gaz detektörlerde ..... Atm basınçta sıkıştırılmış ..... gazı kullanılır.
- 1 derecelik X-ışın demeti ve kalem tipi X-ışını üreten X-ışın tüpüne ile görüntü üreten bir cihaz ..... Nesil bir BT cihazı olarak adlandırılır.
- ..... nesil BT cihazlarında ilk kez öteleme hareketi yapılmasına gerek kalmadan görüntü üretilebilmektedir.
- X-ışın tüpünün dönmesi ile senkron bir biçimde hastanın gantry içinde ilerletilmesine imkan veren BT cihazlarına ..... BT adı verilir.
- Bilgisayarlı tomografinin tarihsel gelişime paralel olarak kullanılan detektör çeşitleri nelerdir?
- BT cihazında iki boyutlu projeksiyon görüntüleri kullanılarak üç boyutlu tomografik görüntünün bilgisayarda yeniden oluşturulmasına ..... adı verilir.

- 256 farklı gri tonu bulunan tomografik bir görüntü bilgisayarda en az kaç bit ile saklanabilir?
- Aynı fiziksel boyutlara (eni ve boyu aynı uzunlukta) sahip iki tıbbi görüntünün matris boyutları 128x128 ve 256x64 şeklindedir. Bu iki görüntüden hangisinin çözünürlüğü yüksektir? Neden?
- 256x256x64 boyutlu bir tomografik görüntünün her bir vokseli 32 bit ile ifade ediliyor ise, bu görüntü bilgisayarda kaç MB yer kaplar?
- 512x512x256 boyutlu bir tomografik görüntüde kaç farklı axial, kaç farklı sagittal ve kaç farklı coronal görüntü mevcuttur?
- Beyin taramasında kullanılan bir BT cihazının kullanıcı tarafından ayarlanan FOV'u 250x250 mm'dir. Bu cihaz ile 1024x1024 boyutlu projeksiyon görüntü alınabildiğine göre bu FOV ile elde edilen görüntüde bir pikselin boyutlarını bulunuz.
- BT'deki vokselde X-ışınlarının dokulardaki zayıflama katsayıları hangi maddenin zayıflama katsayısına göre bağıl olarak hesaplanır? Bu bağıl hesaplama skalasına ne ad verilir?
- Hounsfield skalasının alabileceği en küçük ve en büyük sayısal değerler nelerdir? Bu skalanın birimi nedir? Skalanın alt ve üst sayısal değerleri nedir?
- Zayıflama katsayısı  $0.14 \text{ cm}^{-1}$  olan bir doku için Hounsfield skalasındaki CT katsayısını bulunuz. (Zayıflama katsayıları su  $0.1 \text{ cm}^{-1}$  ve hava  $0 \text{ cm}^{-1}$ 'dir). Bu doku ne tür bir doku olabilir.
- BT'de -75 ile +125 HÜ arasındaki dokuların görüntüleneceği bir pencerenin; genişliği ve seviyesini bulunuz. Bu pencere kullanıldığında görüntünün her bir gri seviye değeri için kaç ünite HÜ skalası kullanılır?
- BT'de görüntü oluşturulurken kullanılan yinelemeli yöntemler nelerdir?
- BT'de görüntü oluşturulurken kullanılan analitik yöntemler nelerdir?
- BT'de back projection yöntemiyle görüntü oluşturulurken projeksiyonların frekans bölgesinde oluşturduğu görüntüye ne ad verilir?
- İki boyutlu projeksiyonlardan üç boyutlu kesit görüntüyü elde ederken kullanılan ve matematiksel olarak geri izdüşümü açıklayan formülün adı nedir?
- Aşağıdaki şekilde verilen yatay, dikey ve köşegen toplamlarından hareketle görüntü matrisinin elemanlarını bulunuz.





## Tıbbi Görüntüleme Sistemlerinin Temelleri Dersi (USG) Çalışma Soruları

Aşağıda boş bırakılan yerleri doldurunuz.

- Ultrasonun temelini ..... prensibi oluşturur.
- Hiperekojen terimi; karşılaştırılan dokuya göre ..... yani ..... anlamına gelir. İzoekojen terimi ise sesi ..... yansıtan anlamına gelir
- 20 Hz'den küçük frekanslı ses dalgalarına ....., 20.000 Hz den büyük frekanslı ses dalgalarına ise ..... denir. Bu iki değer aralığında kalan ses dalgaları ..... kulağı tarafından duyulabilir.
- Ultrason dalgalarının insan vücudundaki yayılma hızı ortalama olarak ..... m/sn kabul edilir.
- Akustik empedans; ekonun oluşmasıyla doğrudan ilgili olan ve ortamın özelliğini belirleyen bir parametre olup, birimi .....'dır .
- Ultrason dalgası bir ortamdan başka bir ortama geçerken; ..... sabit kalır, hızı ve dalga boyu diğer ortama göre değişir.
- Ultrason problemleri odaklanmış veya odaklanmamış olabilir. Odaklanmış problemlerde odak mesafesi (focal range) içindeki nesnelere ..... görüntülenebilir.
- Ultrasonografi sistemlerinde ....., ..... ve ..... olmak üzere üç farklı elektronik prob kullanılır.
- Ultrasonografi probu, ses dalgasını hem gönderme ve hem de alma işlemini yaparken ses sinyallerinin birbirine karışmaması için kullanılan anahtarlama devrelerine ..... adı verilir.
- Ekokardiyografide proba yönelen akışlar ..... tonları, uzaklaşanlar ise ..... tonları şeklinde görüntülenir.
- Ultrasonik dalgayı tanımlayınız ve tanımlı olduğu frekans aralıkları ile tıbbi tanı amaçlı olarak kullanıldığı frekans bölgesi hakkında bilgi veriniz.
- Sesin yayılma hızını etkileyen üç temel faktör nedir ve yayılma hızının iki önemli parametreye bağlı temel ifadesini yazınız.
- 3,5 MHz frekansındaki ultrason ses hüzmesinin insan vücudunda yayılırken dalga boyu kaç mm'dir?
- Hava, su, kemik ve yağ ortamlarında sesin yayılma hızını büyükten küçüğe sıralayınız ve sıralama şeklinizin nedenini açıklayınız.
- Akustik empedans değerleri (Z) sırasıyla 1,45 ve 1,55 olan iki farklı ortamdan yansıyan ultrason hüzmesinin güç oranlarını ve yansıma katsayısını hesaplayınız.
- Ultrasonik bir dalganın zamana ve mesafeye bağlı değişimlerini çizerek dalga boyu, frekans ve yayılma hızı arasındaki ilişkiyi tanımlayan bağıntıyı yazınız.
- Ultrasonik dalgaların yansımasında ifade edilen kritik açı kavramı nedir?

- Ultrason dalgaların yayılması ve kırılması ne tür yüzeylerde olur, açıklayınız.
- Yoğunlukları farklı bir ortama giren ultrason dalgaların kırılarak ikinci ortama geçmeleri snell yasasına göre gerçekleşir, bu yasaya göre az yoğunundan çok yoğununa geçen ve çok yoğunundan az yoğununa geçen dalganın durumunu şekil çizerek açıklayınız.
- Ultrasonik bir dalga için tam yansımaya, yansımaya ve saçılma kavramlarını açıklayınız.
- Akustik empedans nedir ve akustik empedansı belirleyen parametreler nelerdir.
- Yansımaya katsayısı nedir aşağıdaki tabloda verilen farklı iki madde arasındaki yansımaya katsayılarına bakarak nasıl bir yorum yapılabilir.

	Güç Oranı	Yansımaya
Yağ/Kas	0,10	1,08
Kas/Kan	0,03	0,07
Yumuşak Doku/Su	0,05	0,23
Yumuşak Doku/Hava	0,99	99,90
Yumuşak Doku/PZT <sub>5</sub>	0,90	81,02
PZT <sub>5</sub> /Hava	0,99	99,99

- Bir ultrasonografi sistemi hangi kısımlardan oluşur?
- Piezoelektrik malzemenin elektriksel özelliklerini ve ultrasonografide kullanım alanını açıklayınız.
- Transdüser nedir ne amaçla kullanılır ?
- Günümüzde kullanılan transdüserlerde hangi tip kristaller kullanılmaktadır?
- Darbe-eko prensibine göre çalışan cihazlarda probun zamanı nasıl kullanılır?
- Bir ultrasonografi sisteminde almanın görevi nedir, basitçe ifade ediniz?
- Almalarda kullanılan zaman kazanç dengelemesi (Time Gain Compensation) işlemi ne amaçla yapılır?
- 5 MHz'lik bir probta kullanılan PZT kristallerin kalınlığını hesaplayınız (Sesin kristalde yayılma hızını 4000 m/sn alınız.)
- Bir ultrasonografi sisteminde sinyal işleyicinin görevi nedir, basitçe ifade ediniz?
- Ultrasonografide kullanılan görüntüleme modları nelerdir?
- Ultrasonografide kullanılan M mod görüntüleme modu hangi amaçla kullanılır?
- Doppler ekokardiyografi cihazı hangi amaçla kullanılır?
- Doppler frekans kayması nedir?
- Ultrasonografinin avantaj ve dezavantajları nelerdir?
- Bir kaynak ve dinleyici saatte 54 km hızla birbirine doğru ilerliyor. Kaynak tarafından yayılan ses frekansı 500 Hz ise, hem kaynak hem de dinleyici birbirlerine doğru hareket ederken dinleyicinin duyacağı sesin frekansını hesaplayınız. (Havadaki ses hızı = 330 ms.)

## Tıbbi Görüntüleme Sistemlerinin Temelleri Dersi Çalışma Soruları

1. Aşağıda boş bırakılan yerleri doldurunuz.

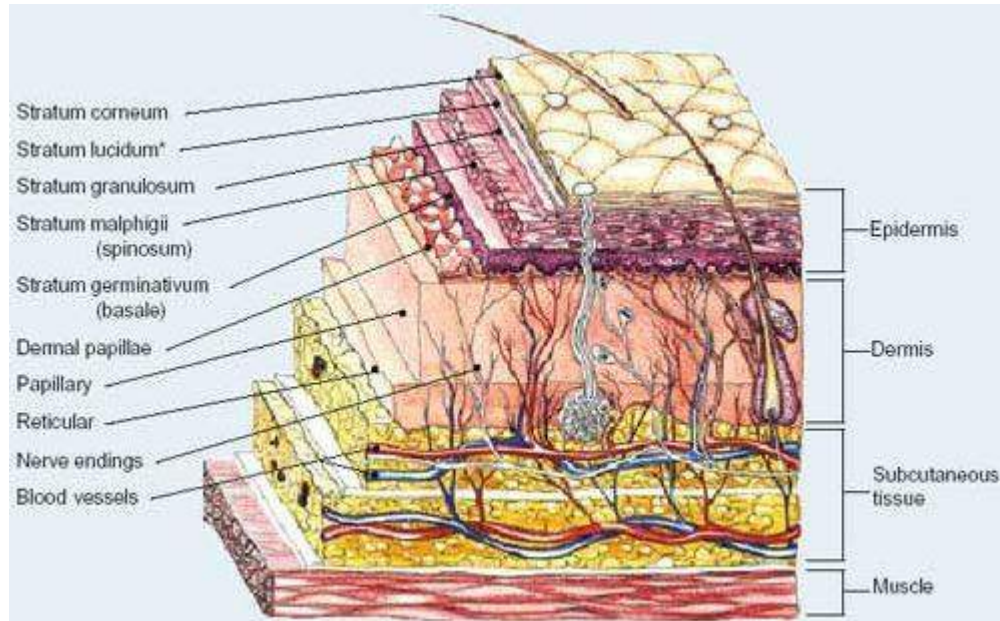
- Bir enstrüman kullanarak, insan vücudunun iç kısmının (iç organlar veya dokular) az miktarda radyasyon veya diğer enerji çeşitleri ile görüntülenmesine ..... denir.
- Tüm elektromanyetik radyasyonun, dalga boyları veya frekanslarına göre bağlı yerlerini gösteren şekle ..... denir.
- Tüm elektromanyetik dalgalar ..... formülüne göre değişik frekans ve dalga boyunda hareket ederler.
- Yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar ..... Enerjiye ve kısa dalga boyuna, düşük frekanslı elektromanyetik dalgalar ise ..... enerjiye ve uzun dalga boyuna sahiptirler.
- İnsan gözünün görebileceği elektromanyetik dalga boyu aralığına ..... adı verilir.
- Bir görüntünün en küçük ve temel bileşenine ..... denir.
- Bir ....., bir milyon piksel anlamına gelir.
- Vücudun o anki pozisyonuna göre özel bir noktadan bakılınca oluşan, tek bir gölge görüntüsüne ..... adı verilir.
- Akciğer ve göğüs bölgesini kaliteli bir biçimde görüntülemek amacıyla kullanılan X-ışınlı görüntüleme cihazına ..... adı verilir.
- Meme kanserinin taranmasında kullanılan X-ışınlı görüntüleme sistemine ..... denir.
- Herhangi bir enerji verildiğinde görünür ışık üreten maddelere ..... madde, bu olaya ise ..... olayı adı verilir.
- X-ışın sinyali yoğunluğunun zayıflayarak yarı değere düştüğü doku kalınlığına ..... katmanı veya kalınlığı adı verilir.
- X-ışınları kim tarafından, hangi tarihte keşfedilmiştir?
- Frekans ve dalga boyu nedir?
- Işık hızını m/sn ve km/sa cinsinden yazınız.
- Işık hızı, dalga boyu ve frekans arasındaki ilişkiyi belirtiniz?
- İyon nedir? İyonizan radyasyon kavramını açıklayınız?
- X-ışınlı görüntüleme cihazlarının temel çalışma prensibini açıklayınız? Röntgen cihazının kısımlarını açıklayınız.
- Röntgen tüpünün kısımlarını yazarak, temel görevini açıklayınız.

- Termiyonik emisyon nedir? Kısaca açıklayınız.
- Elektron yörüngeleri içten dışa nasıl isimlendirilir, her bir yörüngede bulunması gereken elektron sayısı nasıl hesaplanır ?
- Hastalara uygulanacak x-ışın şiddetini tüpe uygulanan hangi parametreler belirler? Bu parametrelerin birimleri nedir?
- X-ışın tüplerinde Anot'un döner yapıda olmasının ve açılı üretilmesinin sebebi nedir?
- Karakteristik radyasyon nedir, nasıl oluşur?
- Frenleme radyasyonu nedir, nasıl oluşur?
- X-ışın tüpüne uygulanan flaman akımı ile ışın şiddeti arasında nasıl bir ilişki vardır?
- X-ışın tüpüne uygulanan hızlandırma potansiyeli ile ışın şiddeti arasındaki ilişki nasıldır?
- X-ışını ile madde arasındaki temel etkileşim şekillerini yazınız?
- Zayıflama katsayısı nedir?
- Grid nedir, ne işe yarar? Grid yüzdesi nasıl hesaplanır?
- Radyasyondan korunmada kullanılan cihaz ve aksesuarlar nelerdir?
- Sayısal görüntülerde bit derinliğinin artırılması sonucunda görüntüde hangi değişiklikler olur?
- 24 bit renk (gerçek renk) derinliğine sahip 1024x768 çözünürlükteki bir görüntünün bilgisayarda kaplayacağı boyutu hesaplayınız.
- Sayısal bir görüntünün en küçük parçası olan bir pikselin görüntüde ifade ettiği iki temel özellik nedir?
- Tıbbi görüntüleme sistemlerini bu derste kaç temel grupta inceliyoruz. Bunlar nelerdir?

# Cilt Kanserleri Radyoterapisi

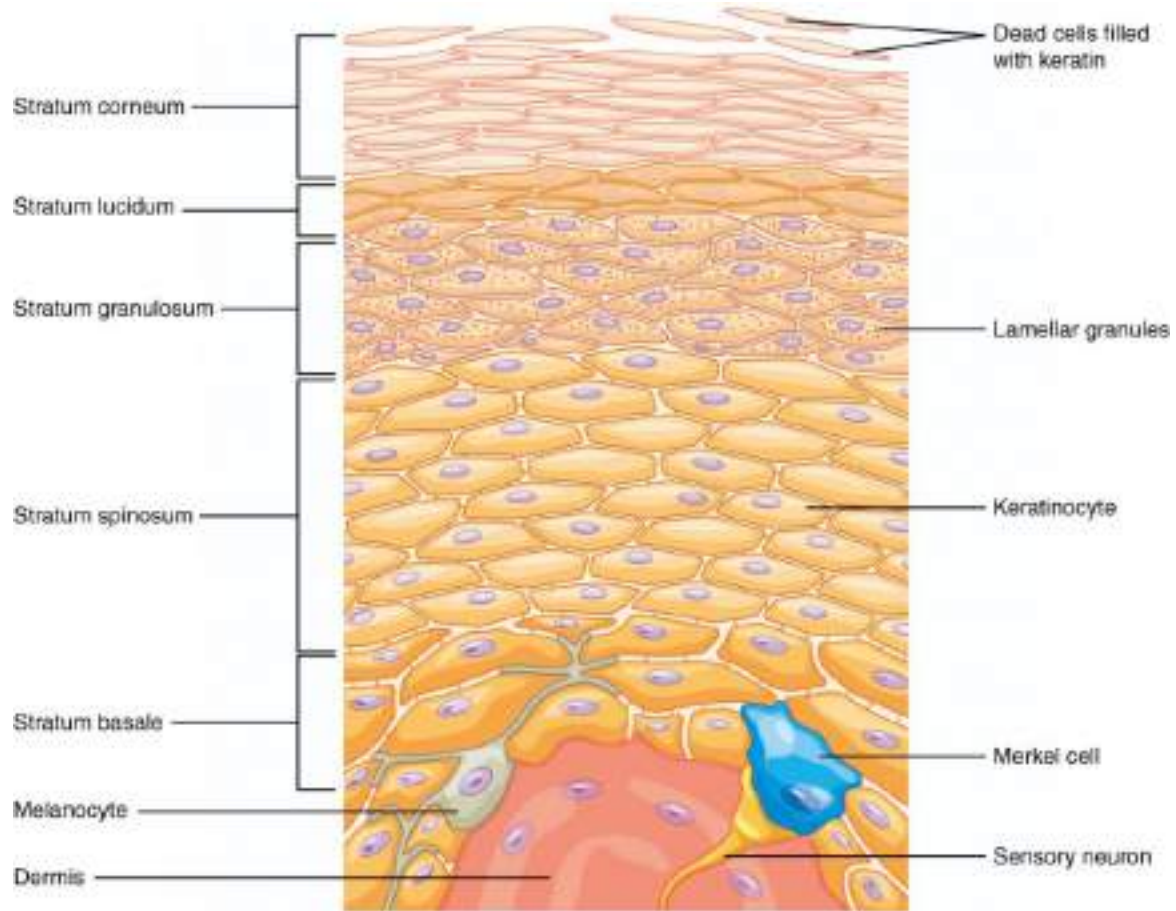
Doç.Dr. Hakan GAMSIZ  
SBÜ Gülhane Tıp Fakültesi  
Radyasyon Onkolojisi

# Anatomi



Temel olarak 3 tabakadan meydana gelir

- Epidermis
- Dermis
- Hipodermis veya subkutan doku



Merkel hücreleri ve melanositler epidermis içerisinde yer alır



- Güneş ışığı/uv maruziyeti önemli bir risk faktörü
- İmmünsüpresyon
- Kronik irritasyon
- Genetik bozukluklar
  - Gorlin sendromu: OD geçişli; bazal hücreli karsinoma, rabdomiyosarkom, fibrosarkom
  - Kseroderma pigmentozum: X geçişli UV ye hassasiyet cilt kanseri riski 1000 kat artmış

- Non-melanoma cilt kanserleri en sık görülen malignitedir.
- Majör alt tipleri
  - Bazal hücreli karsinoma (BCC)
  - Skuamöz cilt kanseri (SCC)
  - Merkel hücreli karsinoma (MCC)

# BCC

- Non-melanomatöz cilt kanserlerinin %80'ini oluşturur, güneş gören bölgelerde yaygındır.
- <%1 metastaz yapabilir
- Sadece %0.1 PNI yaparken en sık 5 ve 7. kafa sinirleri etkilenir
- Patolojik alt-tipleri
  - Noduler (en yaygın,papül)
  - Süperfisial (makül tip)
  - Morfeaform (sklerozan, PNI yapabilir)



Nodüler tip BCC

# SCC

- Güneş gören bölgelerde yaygın
- Aktinik keratoz premalign bir lezyon olup 10 yıl için %6-10 invaziv SCC dönebilir
- Metastaz yapma oranı %5
- Patolojik alt-tipleri
  - İn situ (Bowen hastalığı)
  - Süperfisial
  - Spindle hücreli



Ülseratif SCC

# MCC

- Nadir görülen cildin agresif nöroendokrin kanseri olup lokal, rejyonel ve uzak rekürrens oranları diğer cilt tümörlerinden yüksektir
- Köken aldığı Merkel hücreleri taktil nöroendokrin epitelyal hücredir.
- Merkel hücre virüsü MCV poliyomavirüs ailesinden olup %60-80 vakada patojenik faktördür





Skalp yerleşimli MCC

# BCC/SCC Evreleme

- Tis: karsinoma insitu
- T1: <2cm
- T2: 2-4cm
- T3:  $\geq 4$  cm veya minör kemik erozyonu veya PNI veya derin invazyon
- T4
  - T4a: gross kortikal kemik/kemik iliği invazyonu
  - T4b: kafa tabanı invazyonu ve/veya kafa tabanı foramen tutulumu

- N0: reyonel lenf nodu metastazı yok
- N1: tek, ipsilateral ve <3 cm
- N2:
  - N2a: tek, ipsilateral 3-6 cm ENE (-)
  - N2b: multiple ipsilateral <6 cm ENE (-)
  - N2c: bilateral veya kontralateral <6 cm ENE (-)
- N3:
  - N3a: >6 cm lenf nodu ENE (-)
  - N3b: ENE (+) lenf nodu

- Evre 0: Tis N0 M0
- Evre I: T1 N0 M0
- Evre II: T2 N0 M0
- Evre III: T3 N0 M0 – T1,T2,T3 N1 M0
- Evre IV: T1,T2,T3 N2 M0 -Tx N3 M0 – T4 Nx M0- Tx Nx M1

# Yüksek Risk Faktörleri

- Lokasyon (yüz için H bölgesi ) genital bölge eller ve ayaklar
- Sınırların belirsiz olması,
- Rekürren olması
- İmmünsüpresyon
- Daha önce RT alan bölge veya kronik inflamasyon
- BCC: morfeaform, bazoskuamöz, slerozan, mikronudüler
- SCC: adenoid, adenoskuamöz, desmoplastik, metaplastik, hızlı büyüme, nörolojik semptomlar <2 cm derinlik veya Klark seviye IV-V, PNI, LVSI

# Yüksek Risk Faktörleri

Klark seviyeleri:

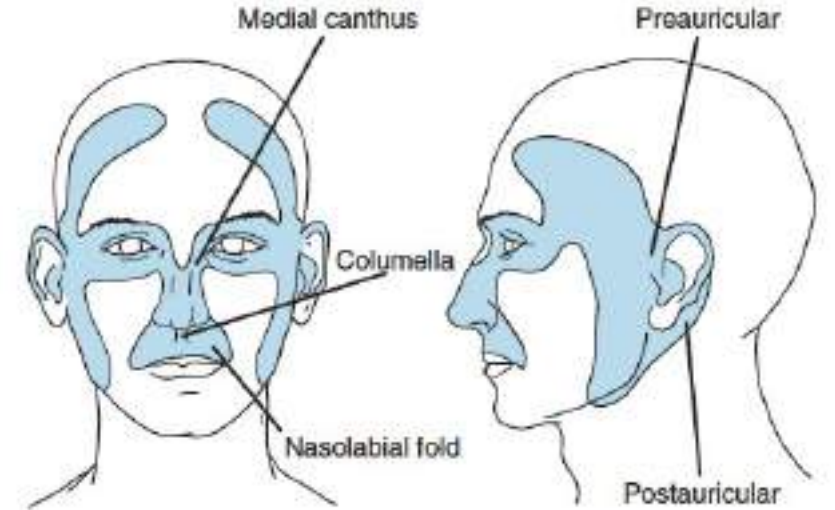
I: epidermis

II: papiller dermiş invazyonu

III: papiller dermiş tutulu retiküler dermişe bası var

IV: retiküler dermiş invazyonu

V: subkutan doku tutulumu



# Tedavi

- Cerrahi uygunsa küretaj ve elektrodiseksiyon (saçlı bölge için tercih edilmez), cerrahi eksizyon, Mohs mikrografik cerrahi yapılabilir.
- Cerrahi sınır pozitif veya yakınsa re-eksizyon önerilir
- Önerilen cerrahi marj:
  - BCC:2-4 mm
  - SCC: 4-6 mm

- Cerrahi için aday olmayanlarda definitif radyoterapi
- Cerrahi sonrası yakın marj veya pozitif cerrahi sınır durumunda RT
- Radyoterapi kontraendikasyonları:
  - Post-radyoterapi sonrası rekürrens
  - Kötü beslenmesi olan bölgeler (tibial ön yüzü gibi)
  - Gorlin sendromu, Kseroderma pigmentozum,
  - Skleroderma
  - CD4 sayısı < 200



○ Post-op RT endikasyonları

- Post-op RT endikasyonları
  - Pozitif marjın
  - Ekstensif PNI veya geniş kalibre sinir tutulumu  $\geq 0.1$  mm
  - ENE (+)
  - Multiple lenf nodu tutulumu

# Radyoterapi

- Cilt kanserlerinin tedavisinde süperfisyal radyoterapi (50-100 kVp), ortovoltaj (150-300 kVp) veya elektron tedavisi uygulanabilir.
- SRT >1 cm derinlikteki lezyonlar için uygun değildir.
- Kurşun bloklar lens, kornea, nazal septum, oral kaviteyi korumak için kullanılabilir.
- Ortovoltaj radyoterapide <2cm lezyonlar için 0.5-1 cm >2cm lezyonlarda 1.5-2 cm marj verilmesi önerilir
- Elektron tedavisinde 0.5 cm marj önerilir



55Gy/25 fx RT uygulanan alt dudak SCC hastasında  
oral kavitenin kurşun blokla korunması

# Radyoterapi

- Gross PNI mevcut ise tutulu kranial sinirler özellikle V ve VII tam olarak hedef volüme dahil edilmesi önemlidir.
- Elektif nodal ışınlama cerrahi sonrası nüks etmiş, kötü diferansiye, >3cm ve/veya geniş infiltratif-ülseratif SCC için uygulanabilir
- SRT ve ortovoltaj tedavide doz yüzeye tanımlanırken elektron tedavisi için %90 lık izodoz eğrisine tanımlanır.



Alt göz kapağı yerleşimli SCC hastasında göz koruması

# Radyoterapi

- <2cm 64Gy/32 fx, 55Gy/20 fx, 40-44Gy/10 fx, 45-51Gy/15-17 fx, 35Gy/5fx dozları önerilir
- >2cm 55Gy/2.5 Gy fx ile uygulanması önerilir
- Eğer kartilaj tutulumu mevcutsa 64-66Gy/2Gy fx dozu ile tedavi önerilir. Kartilaj alan içerisinde ise fraksiyon dozunun <3 Gy altında olması istenir
- Post-op radyoterapi 60Gy/30 fx veya 50Gy/20 fx verilmesi önerilir



SCC hastası RT sonrası 3. ay görüntüsü

# Komplikasyonlar

- Telenjektazi
- Cilt atrofisi
- Hipopigmentasyon
- Alopesi
- Cilt nekrozu (%3)
- Osteoradyonekroz (%1)
- Kondrotit/kartilaj nekrozu (<3Gy fx dozlarında nadir görülür)





# Takip

- BCC 6-12 ayda bir takip ve güneşten korunma
- Lokalize SCC ilk 2 yıl 3 ay sonra 6 ayda bir takip ve güneşten korunma
- Metastatik SCC ilk 1 yıl için aylık ikinci yıl için 2-4 ay ve sonrasında 4-6 aylık takip edilmesi önerilir

# MCC Tedavi

- Geniş lokal eksizyon (1-2 cm marj) ve sentinel lenf nodu biyopsisi sonrası
  - Eğer SLND negatif ise elektif nodal ışınlama yüksek yanlış negatiflik nedeniyle önerilir
  - Multiple lenf nodu veya ECE (+) durumunda post-op nodal RT önerilir.
  - M1 hastalıkta kemoterapi (sisplatin veya karboplatin ile etopozid rejimi) veya immünoterapi (pembrolizumab, atezolizumab) kullanılırken palyatif RT gerekli vakalarda önerilir

# MCC Radyoterapi

- Primer alan ile birlikte rejyonel lenf nodları (elektif veya tutulu olarak dahil edilir)
- Doz 1.8-2Gy/fx
  - Tümör yatağı negatif cerrahi sınır 50-56 Gy
  - Tümör yatağı pozitif cerrahi marjin 56-60 Gy
  - Gross hastalık veya lenf nodu 60-66 Gy
  - N0 hastalık 45-50 Gy
  - ECE (+) veya multiple lenf nodu 50-60 Gy
  - İnoperabl hastalık 60-66 Gy
  - Palyatif RT: 30Gy/10 Fx

# Baş-boyun Kanseri Radyoterapisi

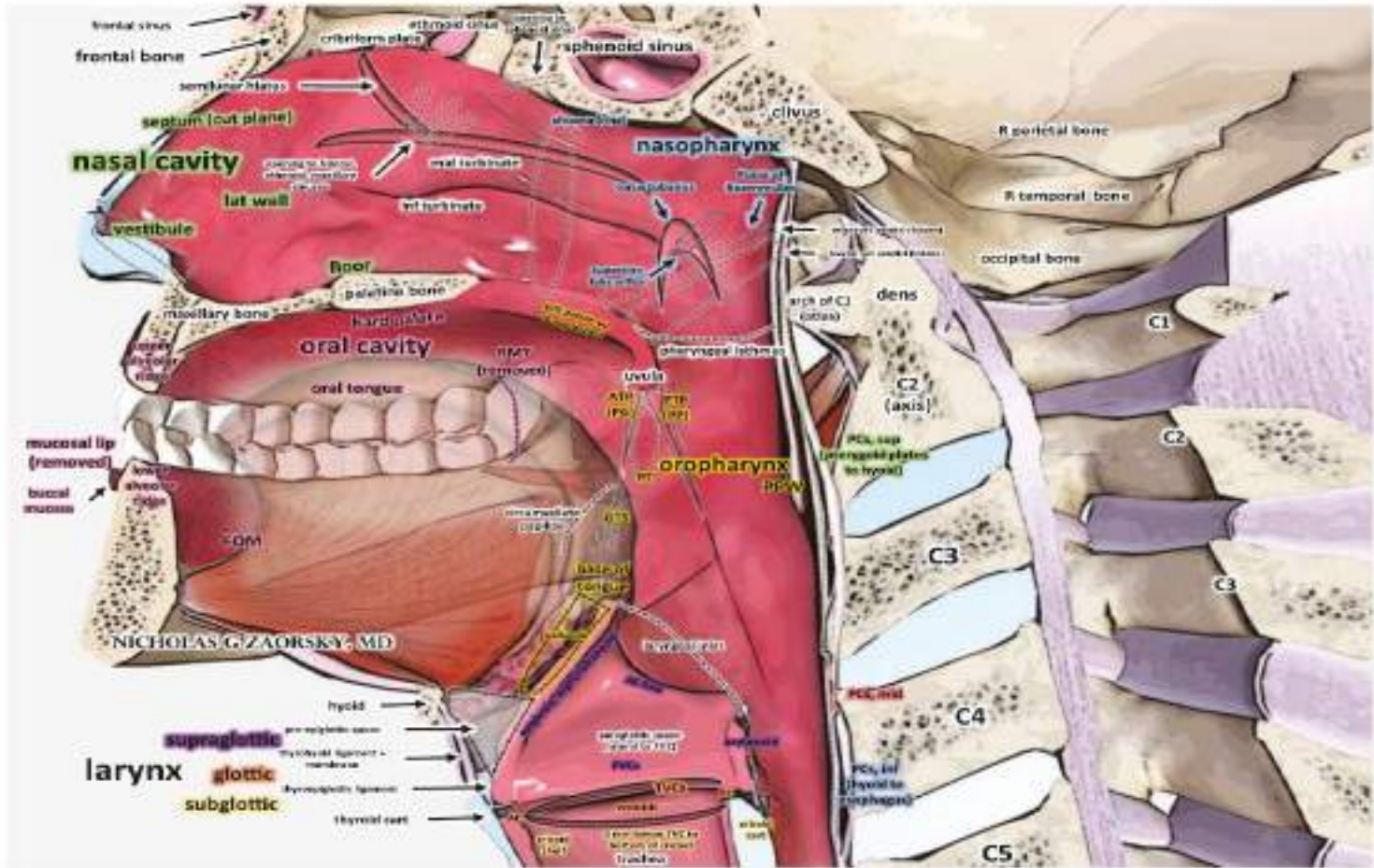
Doç.Dr. Hakan GAMSIZ  
SBÜ Gülhane Tıp Fakültesi  
Radyasyon Onkolojisi

- Paranasal sinüs kanserleri
- Nazofarenks kanseri
- Orofarenks kanseri
- Larenks ve hipofarenks kanseri
- Oral kavite kanseri
- Tükürük bezi kanserleri
- Tiroid kanseri

# Etiyoloji

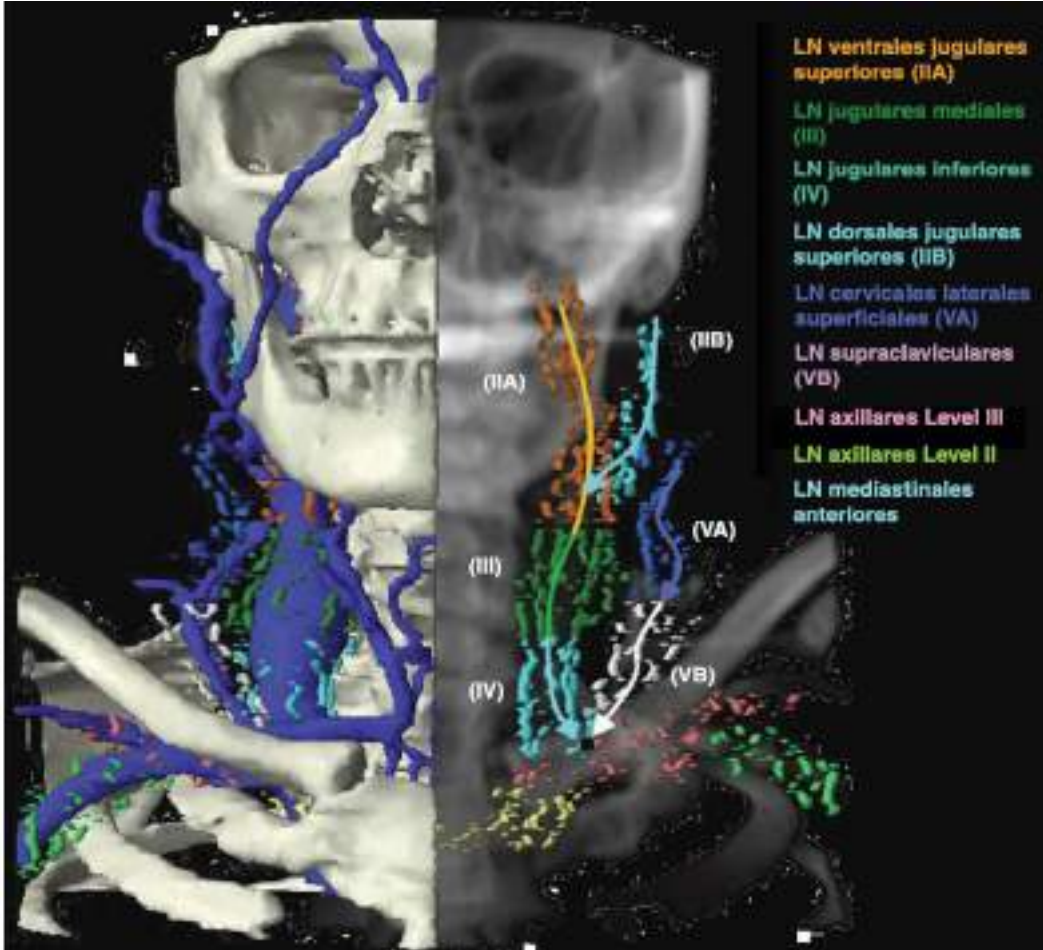
- 15-25 ve 50-70 yaşlarda sık
- Erkeklerde daha sık
- Sigara, alkol kullanımı ile artmış risk
- Genetik faktörler
- Kötü oral hijyen
- HPV enfeksiyonu (orofarenks ca)
- EBV enfeksiyonu (nazofarenks ca)

# Baş-boyun anatomisi





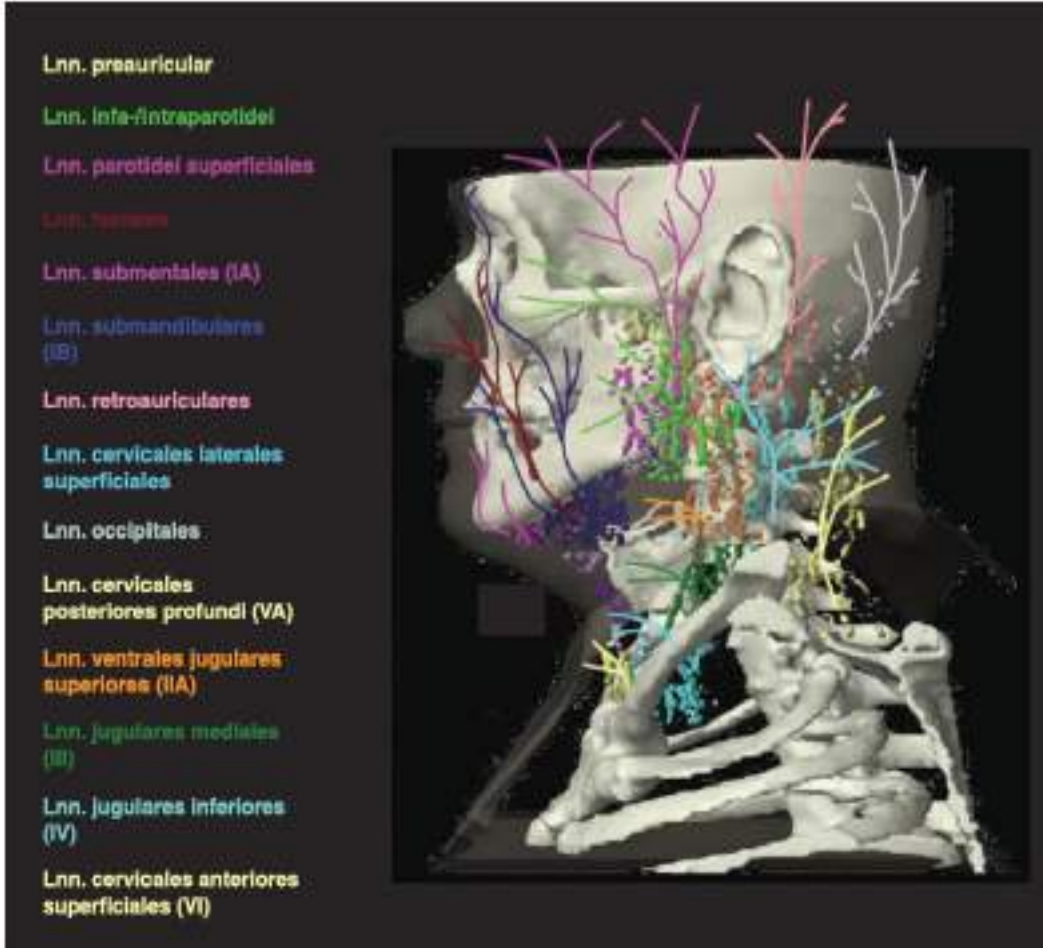
# Lenf Nodları



## Robbins'ten modifiye edilmiş lenf nodu seviyeleri

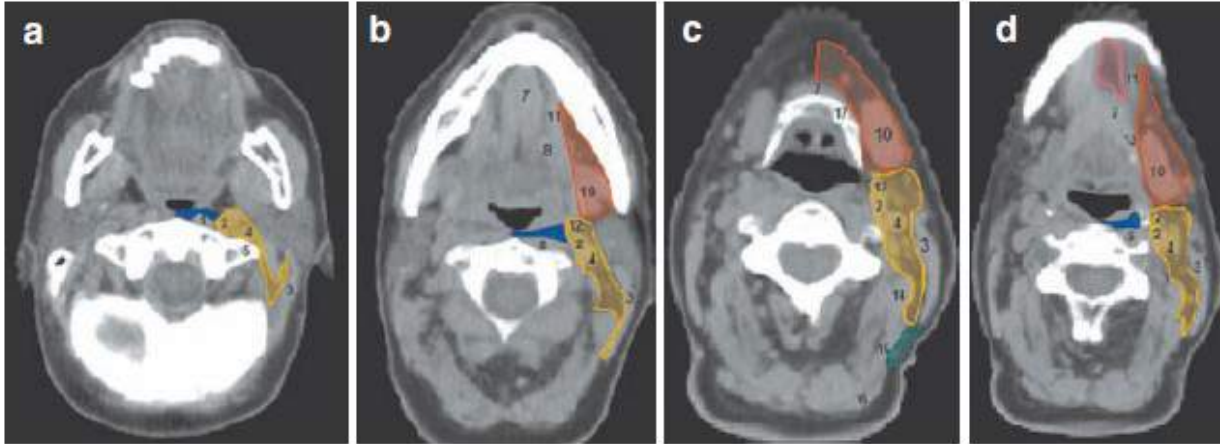
Ia	Submental grup
Ib	Submandibuler grup
II	Üst juguler grup
III	Orta juguler grup
IVa	Alt juguler grup
IVb	Medial supraklavikuler grup
V	Posterior triangle grubu
Va	Üst posterior triangle nodları
Vb	Alt posterior triangle nodları
Vc	Lateral supraklavikuler grup
VI	Anterior kompartman grubu:
VIa	Anterior juguler nodlar
VIb	Prelaringeal, pretrakeal, paratrakeal nodlar
VII	Prevertebral kompartman grubu:
VIIa	Retrofaringeal nodlar
VIIb	Retro-stiloid nodlar
VIII	Parotis grubu
IX	Bukko-fasiyal grup
X	Posterior Kafa grup:
Xa	Retroaurikuler & subaurikuler nodlar
Xb	Oksipital nodlar

# Lenf Nodları



## Robbins'ten modifiye edilmiş lenf nodu seviyeleri

Ia	Submental grup
Ib	Submandibuler grup
II	Üst juguler grup
III	Orta juguler grup
IVa	Alt juguler grup
IVb	Medial supraklavikuler grup
V	Posterior triangle grubu
Va	Üst posterior triangle nodları
Vb	Alt posterior triangle nodları
Vc	Lateral supraklavikuler grup
VI	Anterior kompartman grubu:
VIa	Anterior juguler nodlar
VIIb	Prelaringeal, pretrakeal, paratrakeal nodlar
VII	Prevertebral kompartman grubu:
VIIa	Retrofaringeal nodlar
VIIb	Retro-stiloid nodlar
VIII	Parotis grubu
IX	Bukko-fasiyal grup
X	Posterior Kafa grup:
Xa	Retroaurikuler & subaurikuler nodlar
Xb	Oksipital nodlar



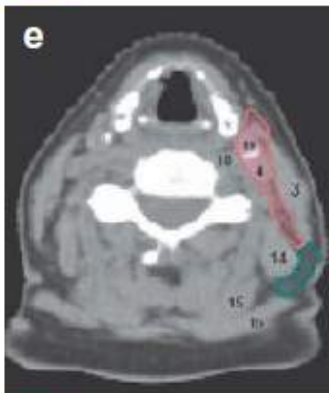
**Blue** Retropharyngeal Nodes

**Yellow** Level II

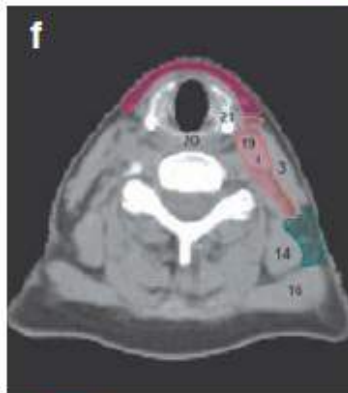
**Red** Level Ib

**Purple** Level Ia

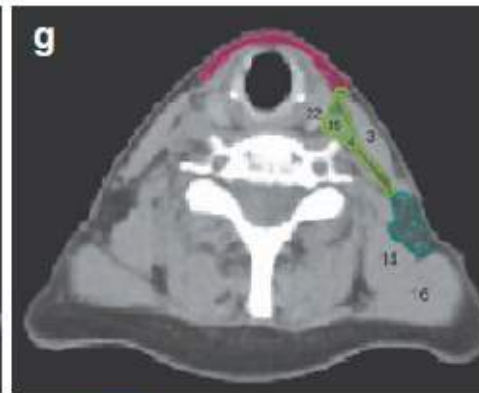
**Green** Level V



**Pink** Level III



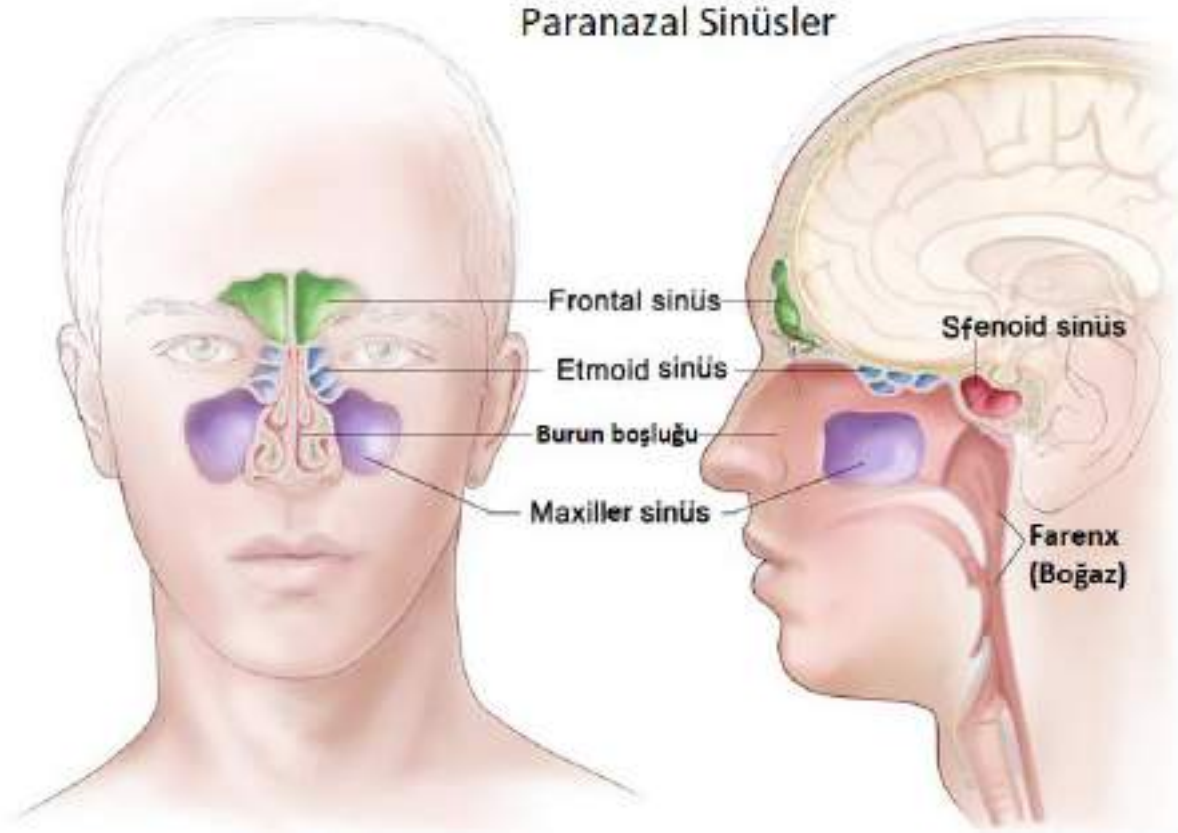
**Purple** Level VI



**Light Green** Level IV



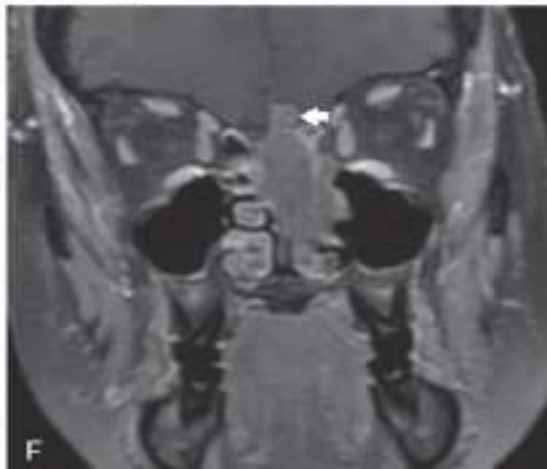
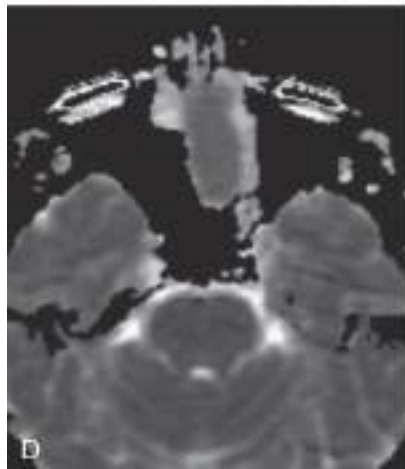
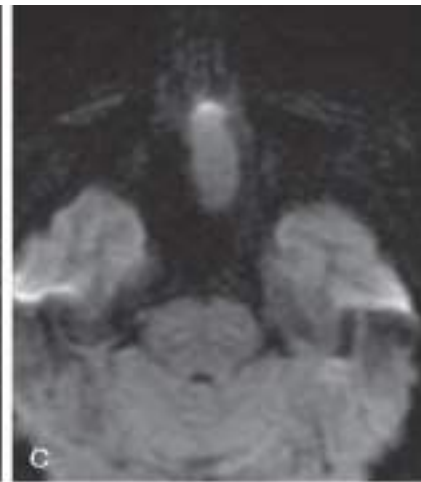
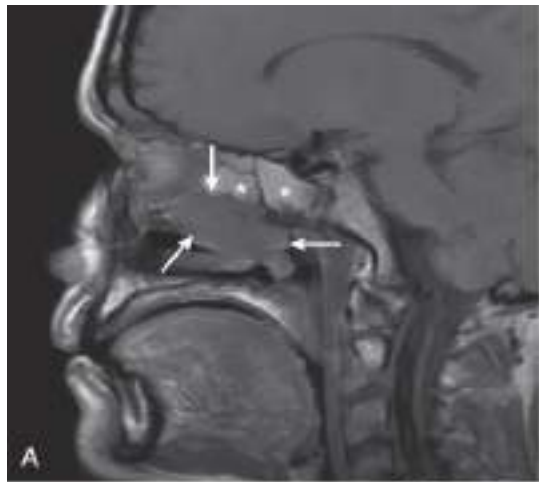
# Paranasal Sinüs Kanserleri



- Sinonazal kanserler ender görülen kanserlerden olup baş boyun kanserlerinin % 3'ünü, tüm kanserlerin de % 1'ini oluştururlar.
- Paranasal kanserlerinin;
  - % 70'si skuamöz hücreli karsinom, estesionöroblastom, asdenokarsinom adenoid kistik karsinom, mukoepidermoid karsinom, lenfoma, malign melanom ve sarkomlar diğer görülebilen patolojilerdir.

# Prezantasyon

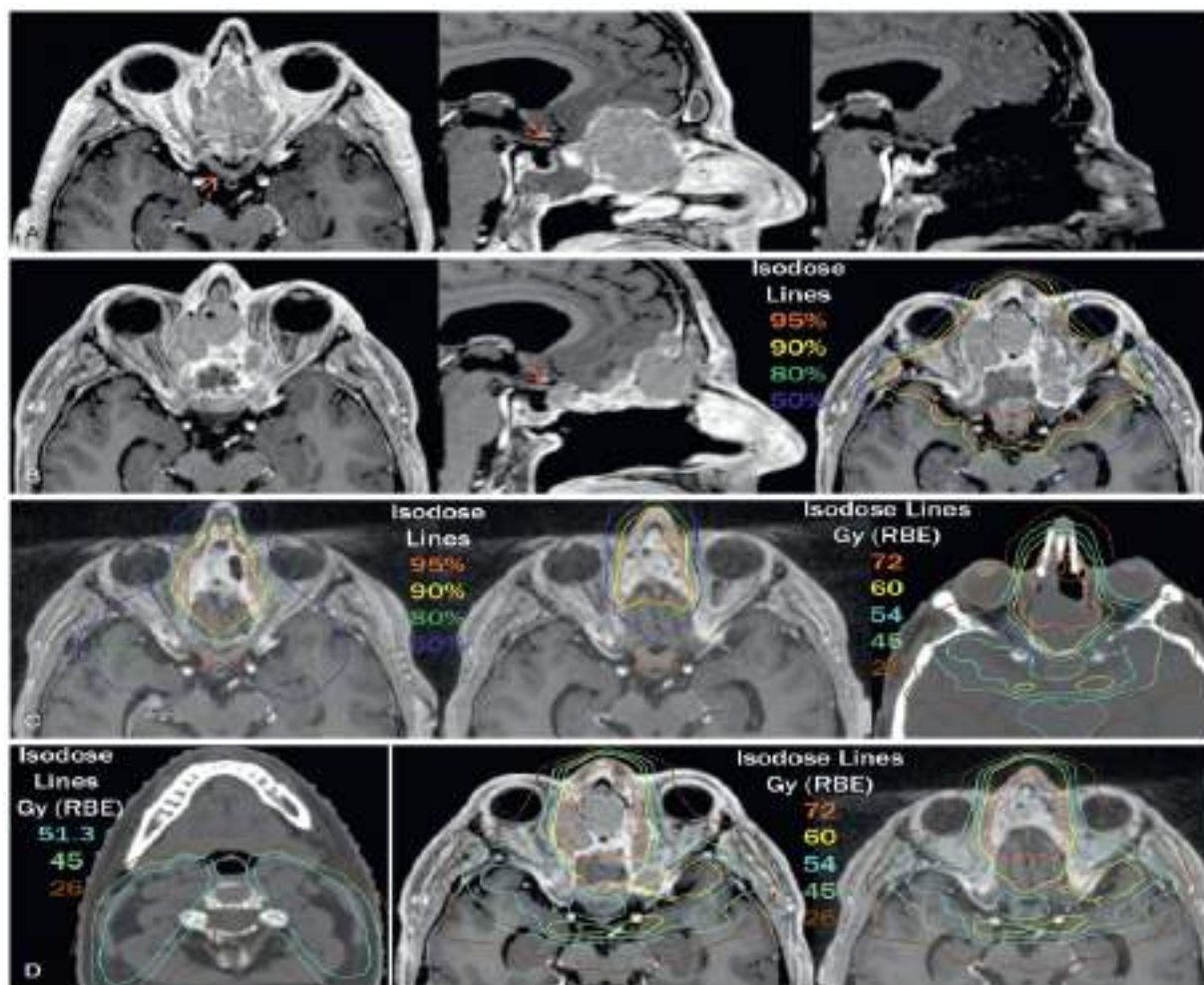
- **Nazal semptomlar (% 50):** Burun tıkanıklığı, akıntı, epistaksis, burunda kitle;
- **Oral semptomlar (% 25-35):** Üst çene dişlerinde hassasiyet, ağrı, trismus, damakta ve
- alveoler kenarda dolgunluk, ülserasyon;
- **Oküler semptomlar (% 25):** Orbitanın yukarı doğru itilmesi, tek taraflı gözyaşında artma,
- çift görme, göz kapaklarında sislik, ekzoftalmus;
- **Fasiyal semptomlar :** Infraorbital sinir hipoestezisi, yanakta şişlik, ağrı ve yüzde asimetri ;
- **Otolojik semptomlar :** Nazofarinkse uzanıma bağlı seröz otitis media ve işitme kaybıdır.



# Tedavi

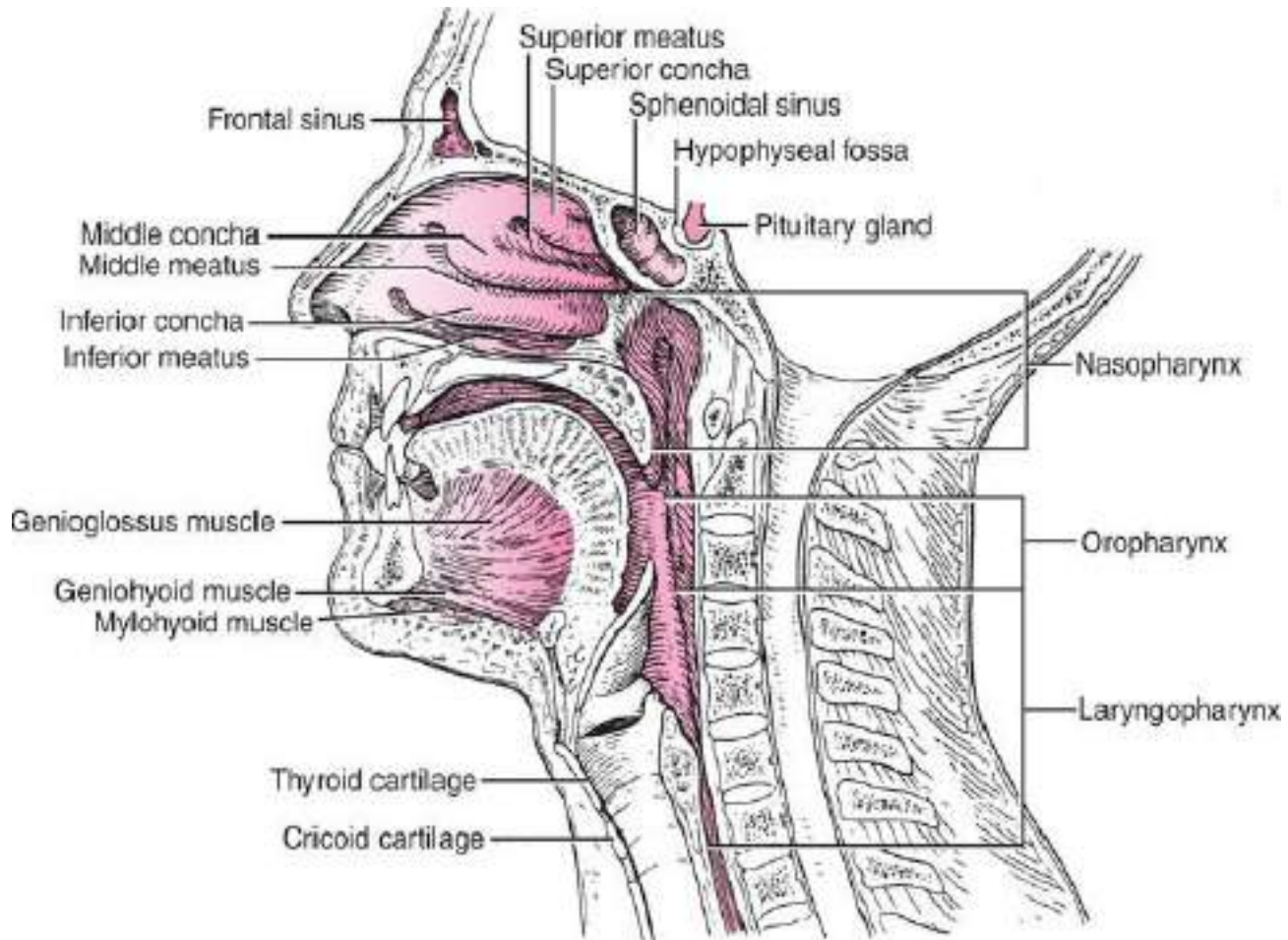
Bölge	Evre	Tedavi
Nazal Kavite ve Etmoid Sinüs	T1-2 N0	Rezeksiyon → Cerrahi sınır yakın / (+) veya perinöral invazyon varsa → Postoperatif RT Alternatif → Definitif RT
	T3-4 N0 rezektabl	Rezeksiyon + Postoperatif RT
	T3-4 N0 Anrezektabl, İnoperabl	Definitif RT veya Radyokemoterapi
	N(+)	Rezeksiyon + Postoperatif RT/Radyokemoterapi Alternatif → Definitif Radyokemoterapi
Maksiller Sinüs	T1-2 N0	Rezeksiyon → Cerrahi sınır yakın / (+) veya perinöral invazyon, adenokistik histoloji varsa → Re – rezeksiyon (olanaklıysa) → Postoperatif RT
	T3-4 N0 rezektabl	Rezeksiyon + Postoperatif RT/Radyokemoterapi
	T3-4 N0 Anrezektabl, İnoperabl	Definitif RT veya Radyokemoterapi
	N(+)	(Rezeksiyon + boyun diseksiyonu) + Postoperatif RT/Radyokemoterapi Alternatif → Definitif Radyokemoterapi





- PTV1: 70 Gy; 2 Gy/fx, PTV2: 63 Gy, 1.8 Gy/fx, PTV3: 56 Gy  
1.6 Gy /fx
- Tüm volümler, simultane olarak 35 fraksiyonda tedavi edilir.
- • **Yüksek riskli Postoperatif RT:**
- PTV1: 66 Gy; 2 Gy/fx, PTV2: 60Gy, 1.82 Gy/fx, PTV3: 56 Gy  
1.7 Gy /fx
- Tüm volümler, simultane olarak 35 fraksiyonda tedavi edilir.
- • **Orta riskli Postoperatif RT:**
- PTV1: 60 Gy; 2 Gy/fx, PTV2: 54Gy, 1.8 Gy/fx,
- Tüm volümler, simultane olarak 30 fraksiyonda tedavi edilir

# Farenks bölgesi



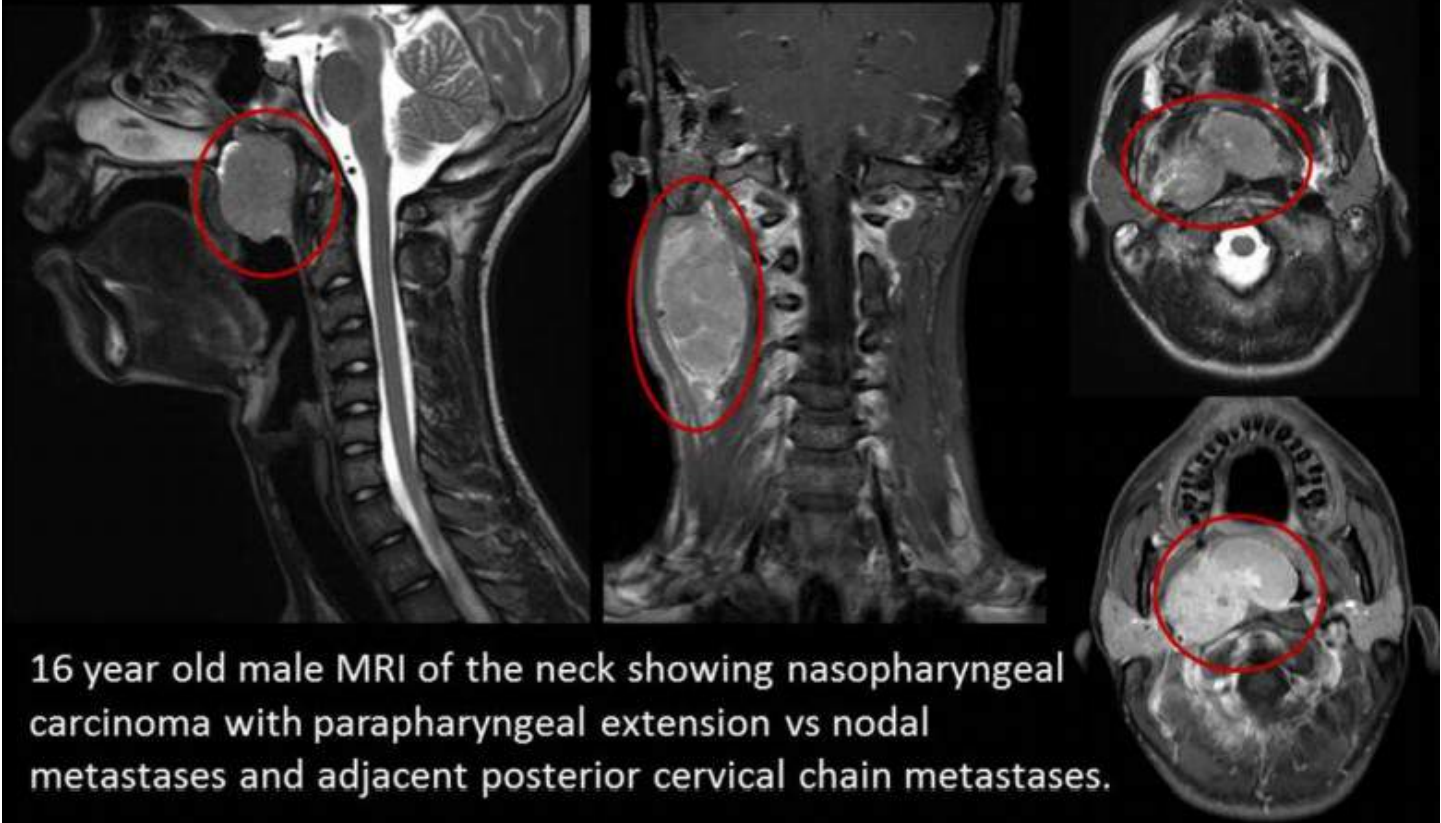
# Nazofarenks Kanseri

- Keratinize skuamöz hücreli karsinom –WHO tip 1: İleri yasta ortaya çıkan, EBV ile birlikteliği daha az olan ve prognozu en iyi olan grup (% 20) .
- Nonkeratinize tümörler: NFK' larının büyük kısmını oluştururlar. EBV birlikteliği yüksek.
  - Nonkeratinize karsinom-WHO tip 2a (% 30 - 40).
  - Andiferansiye karsinom- WHO tip 2b (% 40 - 50).

# Prezantasyon

- Burun tıkanıklığı, burun kanaması ve rinolalidir.
- İşitme kaybı, uğultu
- Boyunda kitle
- Kafa sinirlerinin tutulmasına bağlı yüzde hipo veya hipersetezi, çift görme, ses kısıklığı

# Nasopharyngeal Carcinoma

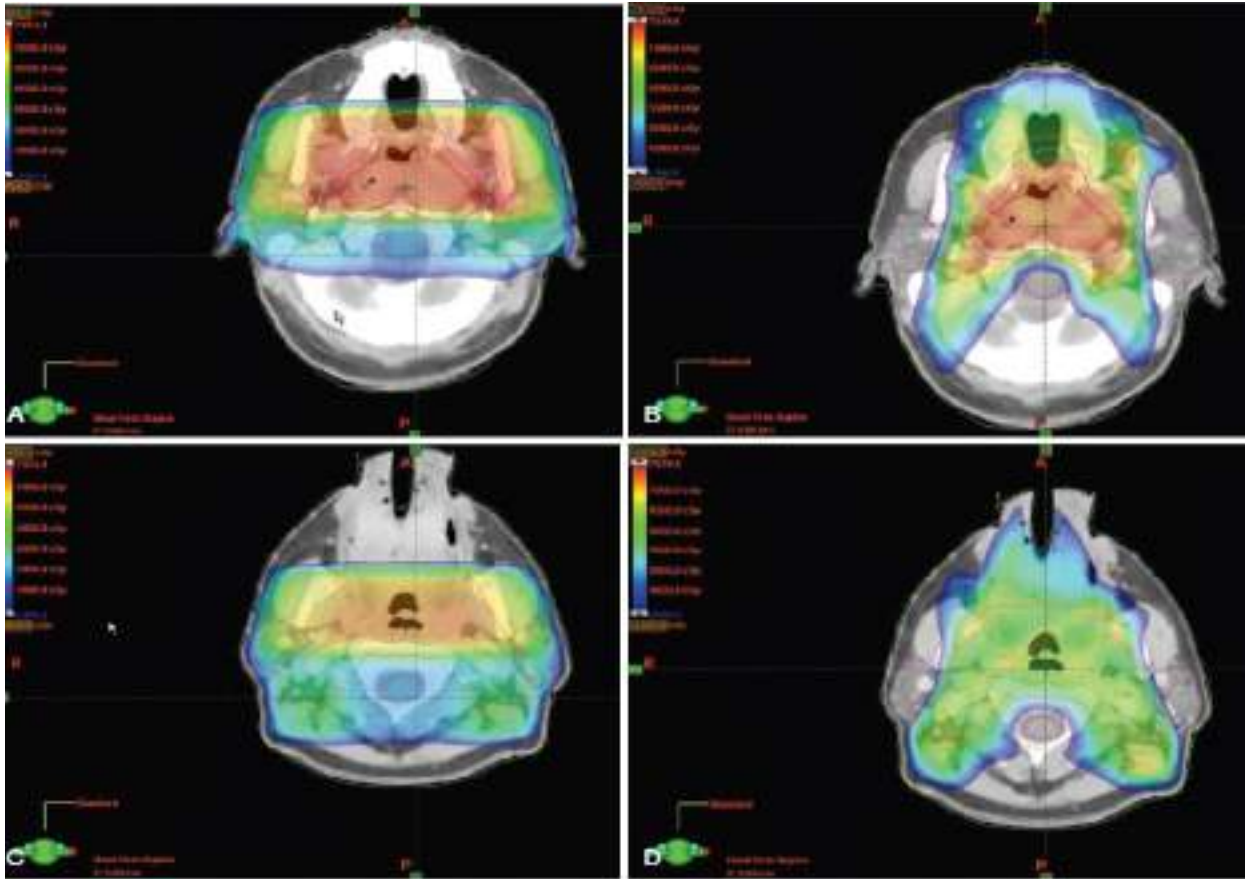


16 year old male MRI of the neck showing nasopharyngeal carcinoma with parapharyngeal extension vs nodal metastases and adjacent posterior cervical chain metastases.

# Tedavi

- Erken evre I- sadece RT
- Lokal ileri evre II-III kemoradyoterapi
- Metastatik hastalık sistemik kemoterapi sonrasında RT planlanabilir
- Cerrahi boyun lenf nodu diseksiyonu veya rekürrens varlığında düşünülebilir.







- Gros hastalık PTV'sine; 2.12 Gy/ fx dozunda, 33 fraksiyonda, 70 Gy.
- Yüksek riskli subklinik PTV'sine;1.8 Gy/ fx dozunda, 33 fraksiyonda, 59.4 Gy.
- Düşük riskli subklinik hastalık bölgesi PTV'sine; split beam tekniği kullanılmışsa 1.64 Gy/fx dozunda, 33 fraksiyonda 54 Gy veya AP tekniği kullanılmışsa 1.8 Gy/fx dozunda, 28 fraksiyonda 50.4 Gy olarak planlanır.

# Orofarenks kanseri

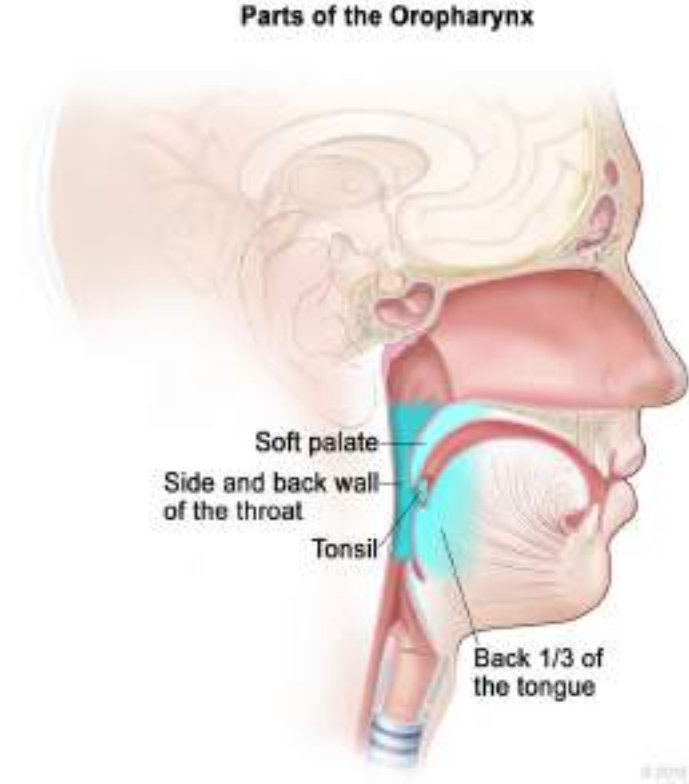
Orofarenks bölümleri:

Yumuşak damak,

Tonsiller

Dil kökü

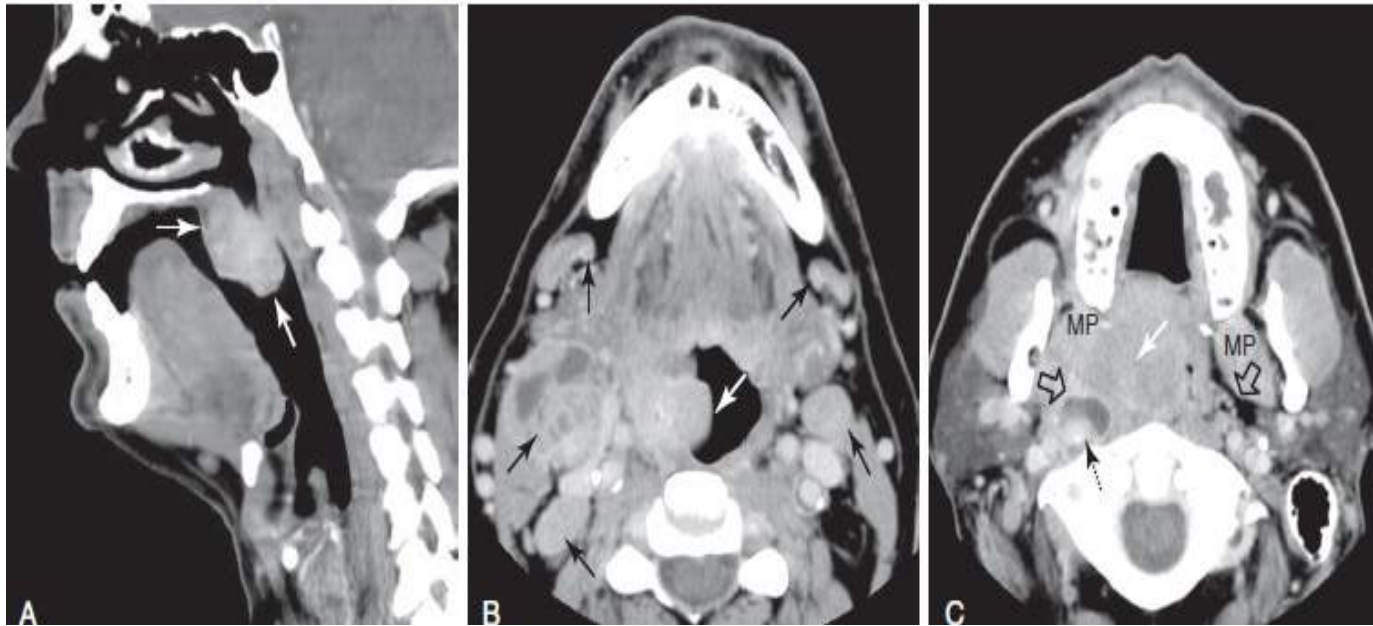
Farengeal duvar



- Skuamöz hücreli karsinom, orofarinks kanserinin (OFK) en sık görülen patolojik tipidir(>%90).
- Diğer nadir kanserler arasında lenfomalar (non-Hodgkin lenfoma, minor tükürük bezi tümörleri, melanom ve sarkom yer alır.

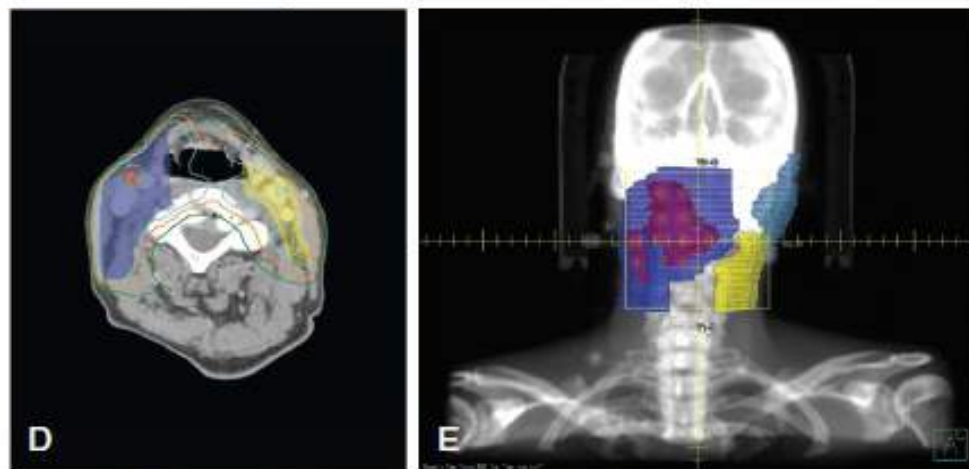
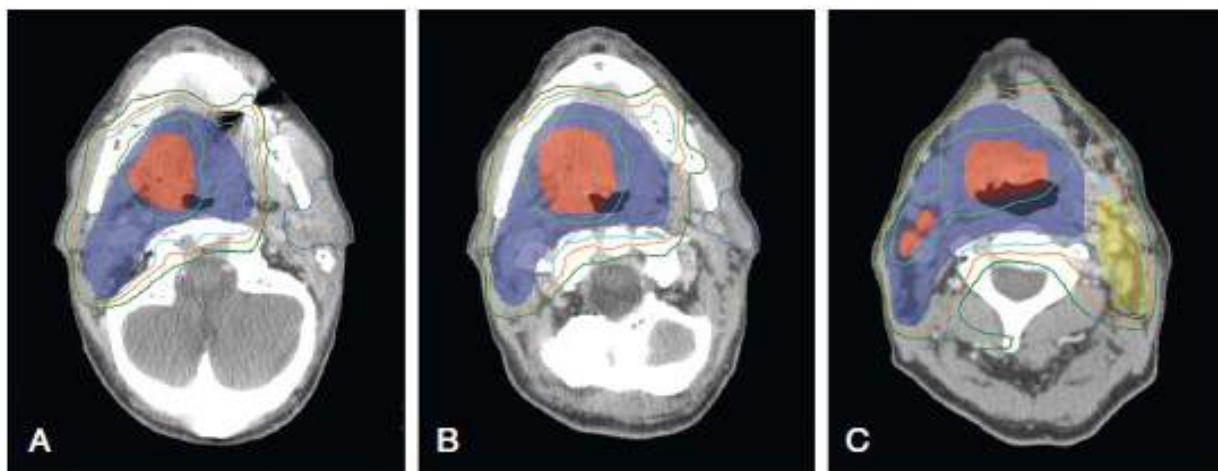
# Prezantasyon

- Genel başvuru yakınması sıklıkla tek taraflı, progressif otalji ve disfaji ile birlikte boğazda rahatsızlık öyküsüdür.
- Birçok hastada boğazın gerisinde şişlik hissi vardır.
- Tümör büyüdükçe yutma ve konuşmanın bozulması, kanama ve kanla karışık balgam, daha ileride ise dilin fikse olması ve kilo kaybı görülebilir.



# Tedavi

- Erken T evre hastalığı (T1-T2); tek başına cerrahi ± adjuvan radyoterapi veya tekbaşına radyoterapi ± boyun diseksiyonuyla tedavi edilebilir.
- Potansiyel olarak rezeke edilebilen, lokal ileri OFK'nde; cerrahi sonrası RT veya kemoradyoterapi kabul edilebilir bir seçenektir.
- Anrezektabl (T4b) hastalık, Preoperatif ekstrakapsüler ekstensiyon, multipl nodal metastaz, N3 veya N2c hastalık varsa; definitif RT [Kemoradyoterapi veya indüksiyon KT'si + Kemoradyoterapi ] uygun yaklaşımlardır.

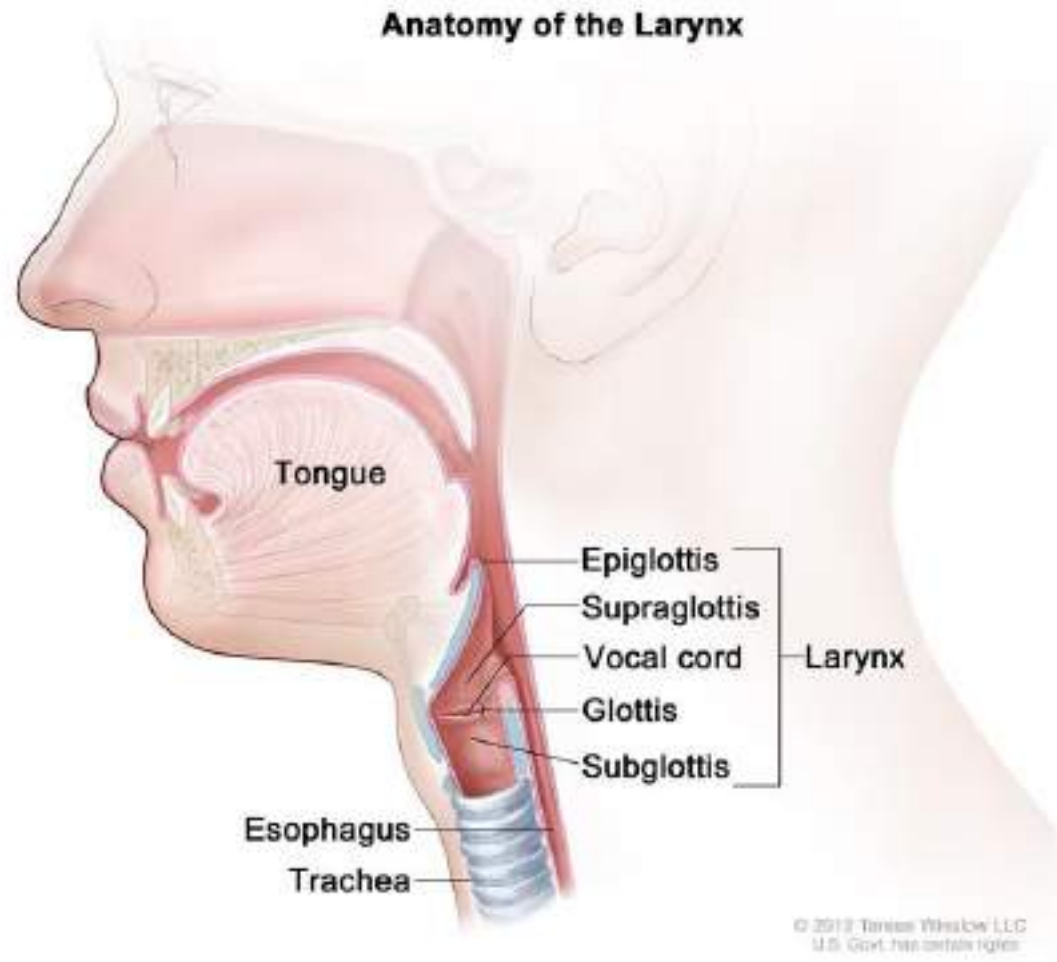


- Definitif RT
- o PTV1 (70 Gy), PTV2 (63 Gy) ve PTV3 (56 Gy) 35 fraksiyonda
- o HPV'ye bağlı orofaringeal kanser için daha düşük dozlar kullanılabilir. RTOG 1016'da 35 fraksiyonda PTV1 (70 Gy), PTV2 (56 Gy) ve PTV3 (52.5 Gy) dozları kullanılmıştır .
- • Postoperatif RT
  - Her CTV'ye 0.3-0.5 cm'lik marj ile PTV'ler oluşturulur.
  - Genellikle, primer bölgeye verilen 60 Gy'lik IMRT tekniği ile tedavi edilmelidir (bu bölge cerrahi yatak ve boyun bölgelerini kapsar).
  - ENE+ ya da yakın cerrahi sınırları olan bölgelere boost dozu ile 66 Gy'lik bir doz düşünölmelidir.
  - Tutulu olmayan boyun 54-56 Gy almalıdır.



# Larenks ve Hipofarenks kanseri

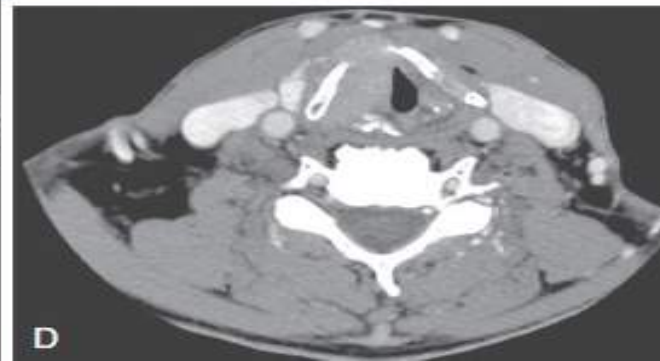
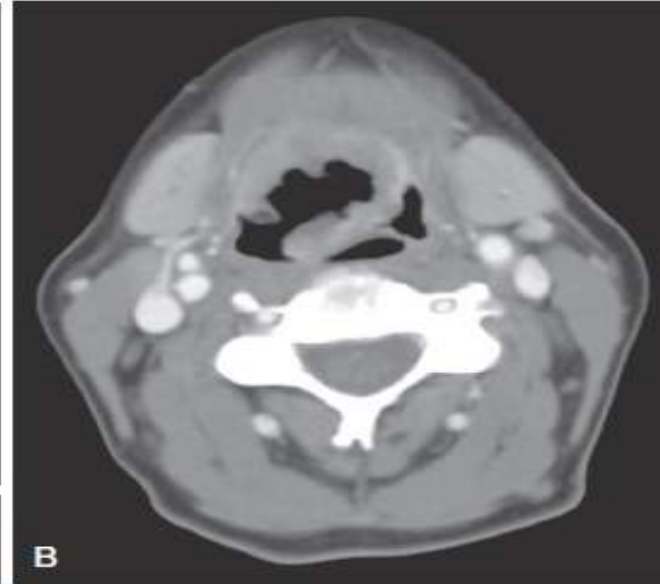
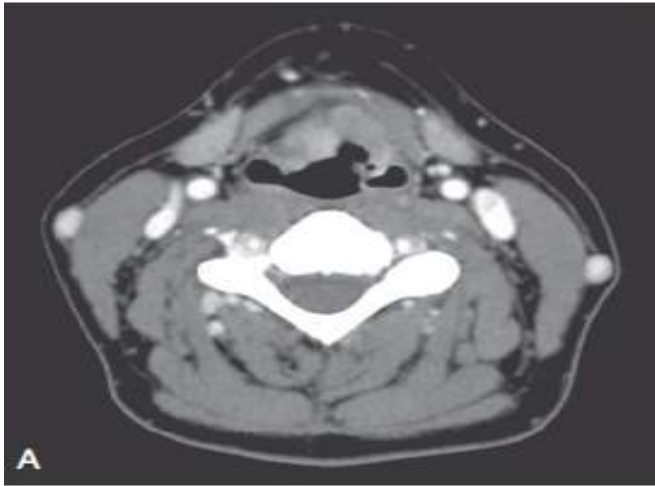
- Supraglottis
- Glottis
- Subglottis



- HFK'lerinin %95'inden fazlası skuamoz hücreli karsinomlardır. Diğer daha az yaygın histolojiler; bazaloid skuamoz karsinomlar, iğsi hücreli karsinomlar ve minor tükrük bezi kanseri bulunmaktadır.
- Larinksin malign tümörlerinin % 95-96'sını epitelyal kökenli olan skuamöz hücreli karsinomlar oluşturur. Bunun dışındaki maligniteler (verrüköz, bazosellüler, fusiform hücreli karsinomlar, adenokarsinom, adenokistik karsinom ve mezanşimal kaynaklı (sarkomlar gibi) malignitelerin görülme insidansları oldukça azdır.

# Prezantasyon

- Ses kısıklığı
- Yutma güçlüğü
- Dispne ve stridor
- Kulak ağrısı
- Öksürük
- Boyunda şişlik



# Tedavi

Evre	Yaklaşım		
<b>T1s</b>	Endoskopik çıkarım (stripping, lazer) veya definitif RT		
<b>T1 – 2, N0 Glottik</b>	Definitif RT veya		
	Cerrahi	Kordektomi Parsiyel Laringektomi + Selektif Boyun Diseksiyonu	
	Postoperatif	Cerrahi sınır (+) → Postop Radyokemoterapi Cerrahi sınır (-), Perinöral invazyon (+), Lenfovasküler aralık tutulumu (+) → Postop RT	
<b>T1 –2, N0 Supraglottik</b>	Definitif RT veya		
	Cerrahi	Parsiyel Laringektomi ± Selektif Boyun Diseksiyonu	
	Postoperatif	Cerrahi sınır (+) → Postop Radyokemoterapi Cerrahi sınır (-), Perinöral invazyon (+), Lenfovasküler aralık tutulumu (+) → Postop RT	
<b>Rezektabl T1 –2, N(+) T3N0, T3N(+) (Total Laringektomi gerektirebilirler)</b>	Egzamanlı Radyokemoterapi		
	Primer tümörde tam yanıt → İzlem		
	Primer tümörde kalıntı (+) → Kurtarma cerrahisi + Boyun diseksiyonu		
	Veya Cerrahi	N0-1 → Laringektomi + bilateral / ipsilateral boyun diseksiyonu	
		N2-3 → Laringektomi + genişletilmiş bilateral boyun diseksiyonu	
Postop Radyokemoterapi Endikasyonları		Cerrahi sınır (+) Nodal Ekstrakapsüler uzanım	
Postop RT veya Radyokemoterapi Endikasyonları	Cerrahi sınır (-), Perinöral invazyon (+), Lenfovasküler aralık tutulumu (+), Multipl Lenf nodu (+)lığı, ≥ 1 cm subglottik uzanım, T3- T3 tümör, Kıkırdak invazyonu(+)		
<b>Rezektabl T4 N0/(+)</b>	N0-1 → Total Laringektomi + bilateral / ipsilateral boyun diseksiyonu		
	N2-3 → Total Laringektomi + genişletilmiş bilateral boyun diseksiyonu		
	Cerrahi	Postop Radyokemoterapi Endikasyonları	Cerrahi sınır (+) Nodal Ekstrakapsüler uzanım
		Postop RT veya Radyokemoterapi Endikasyonları	Cerrahi sınır (-), Perinöral invazyon (+), Lenfovasküler aralık tutulumu (+), Multipl Lenf nodu (+)lığı, ≥ 1 cm subglottik uzanım, T3- T3 tümör, Kıkırdak invazyonu(+)
		Egzamanlı Radyokemoterapi, Definitif RT.	

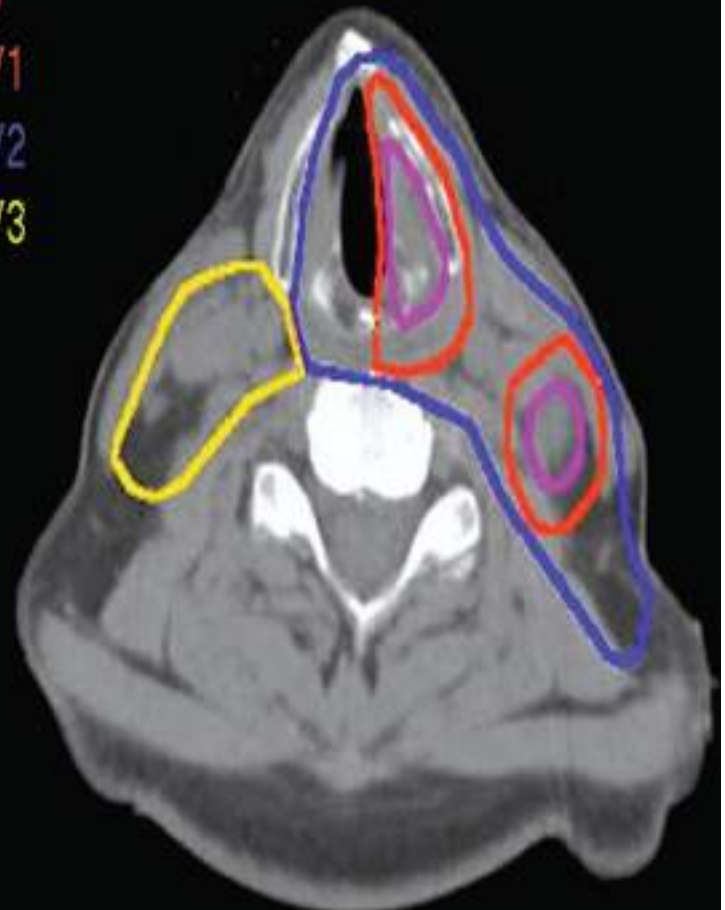
Tablo 5.17. Larinks kanseri tedavi algoritmi

GTV  
CTV1  
CTV2  
CTV3  
Parotid tail  
Avoidance



A

GTV  
CTV1  
CTV2  
CTV3

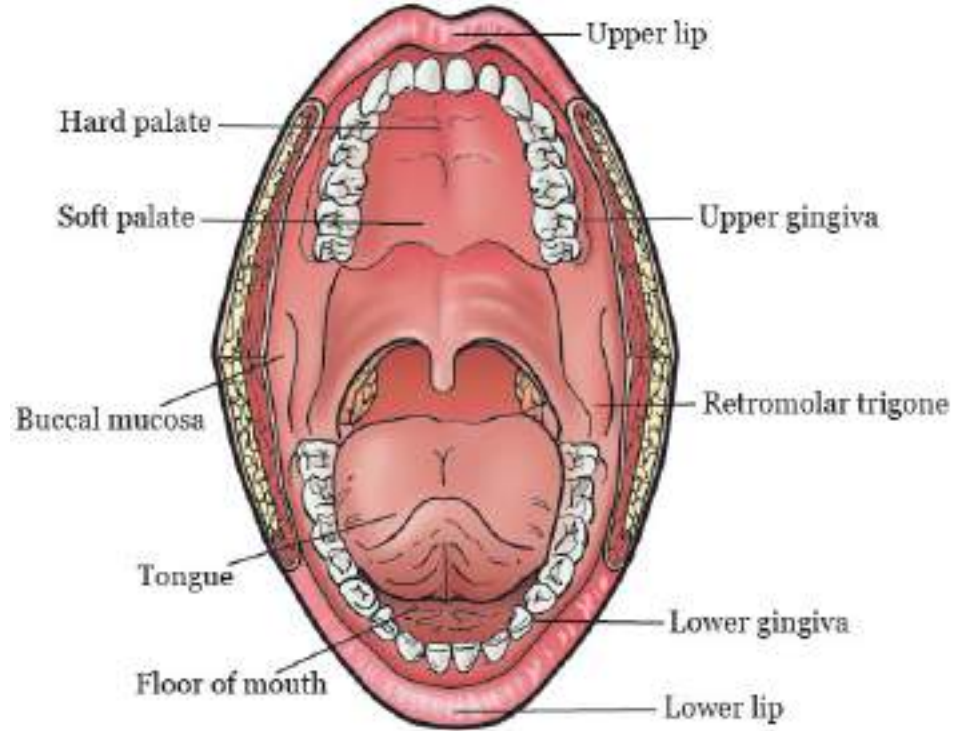


B

- Definitif IMRT ,33-35 fraksiyonda PTV1:70 Gy, PTV2: 59–63 Gy, PTV3: 54–56 Gy.
- Postoperatif IMRT, 30 fraksiyonda PTV1:60–66 Gy , PTV2:57–60 Gy , PTV3: 54–56Gy .

# Oral kavite

Üst-alt dudaklar,  
Bukkal mukoza  
Gingiva  
Retromolar trigone  
Sert damak  
Dilin ön 2/3 ü  
Ağız tabanı





- En sık skuamöz hücreli ca görülür.



- Sırasıyla lökoplaki, eritroplaki ve liken planus

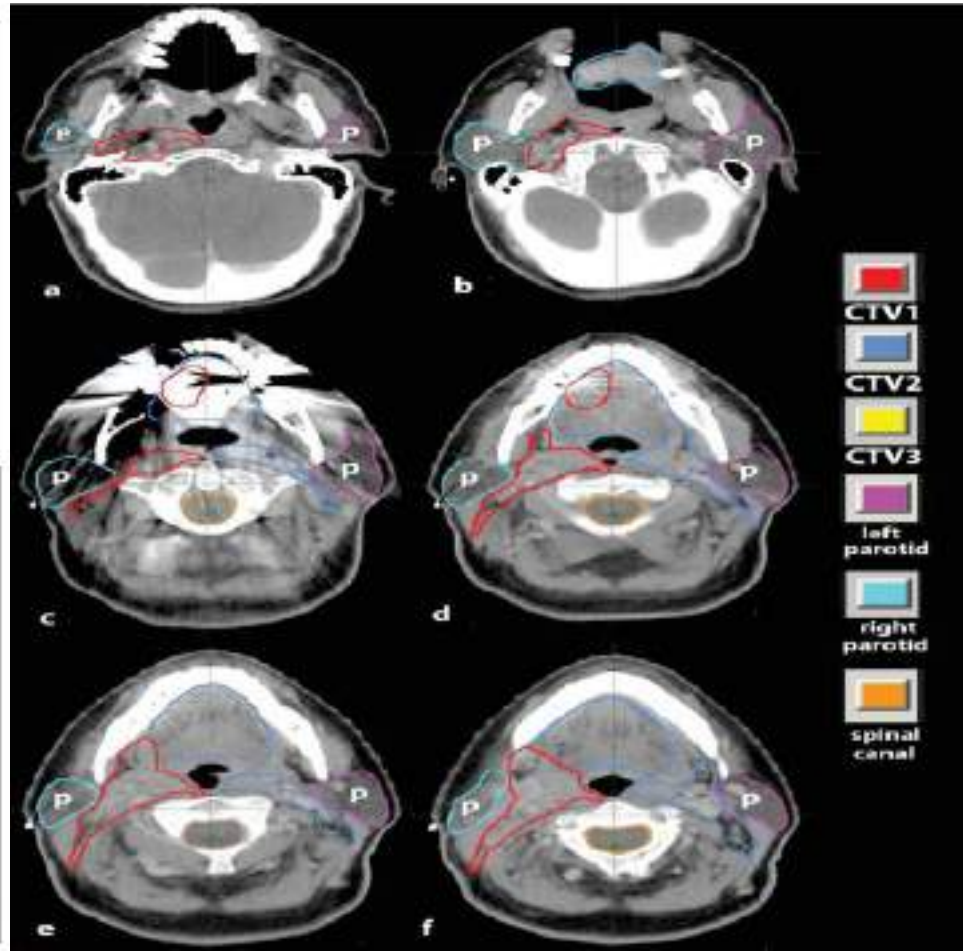
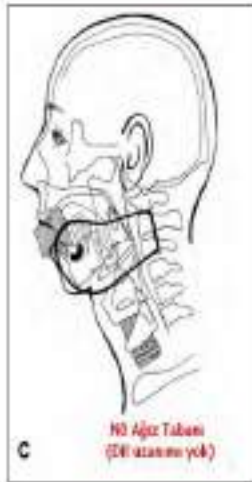
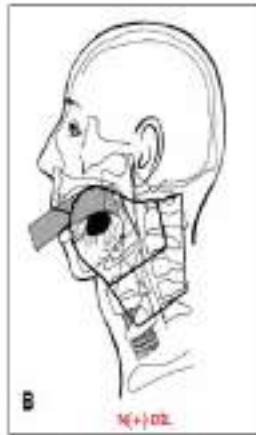
# Prezantasyon

- En belirgin yakınma iyileşmeyen yara ve şişlik veya kitledir. Şişlik-kitle primer olarak tümörün olduğu yerde olabileceği gibi, servikal lenf nodlarına metastaz yapma eğilimlerinden dolayı boyunda kitle şeklinde de olabilir. Ayrıca ağrı (çiğnemekle, yutkunmakla, boğaz ağrısı, kulak ağrısı, odinofaji vs gibi), kanama, konuşma bozuklukları, yutma bozuklukları, kanama, nefes darlığı gibi yakınmalar da görülebilir.



# Tedavi

- Definitif cerrahi, kontrendikasyon yoksa, tüm oral kavite kanserlerinde önerilen tedavidir.
- Postoperatif RT, rekürrens için yüksek risk taşıyan olgulara endikedir.
- Kemoterapinin, pozitif cerrahi sınır veya ekstrakapsüler ekstensiyon + olgularda gösterilmiştir



- **Definitif Radyoterapi Dozları**
- Konvansiyonel RT 50-54 Gy + GTV'ye 16-20 Gy boost 70 Gy total veya konkomitan boost ile total doz 72 Gy
- **Postoperatif RT**
- PTV1 (yüksek riskli bölgeler): 60-66 Gy, 2 Gy/fx
- Preoperatif primer tümör and yüksek riskli nodal bölgeler + 1.0-1.5 cm marj
- PTV2 (orta riskli bölgeler): 56-60 Gy ,1.7-1.8 Gy/fx
- Cerrahi yatak ve/veya mikroskopik tümör hücresi taşıma riskli bölgeler
- PTV3 (elektif nodal bölgeler): 52-56 Gy, 1.6-1.7 Gy/fx
- Tutulu olmayan kontrilateral boyun ve/veya bilateral alt boyun ve supraklavkuler fossa

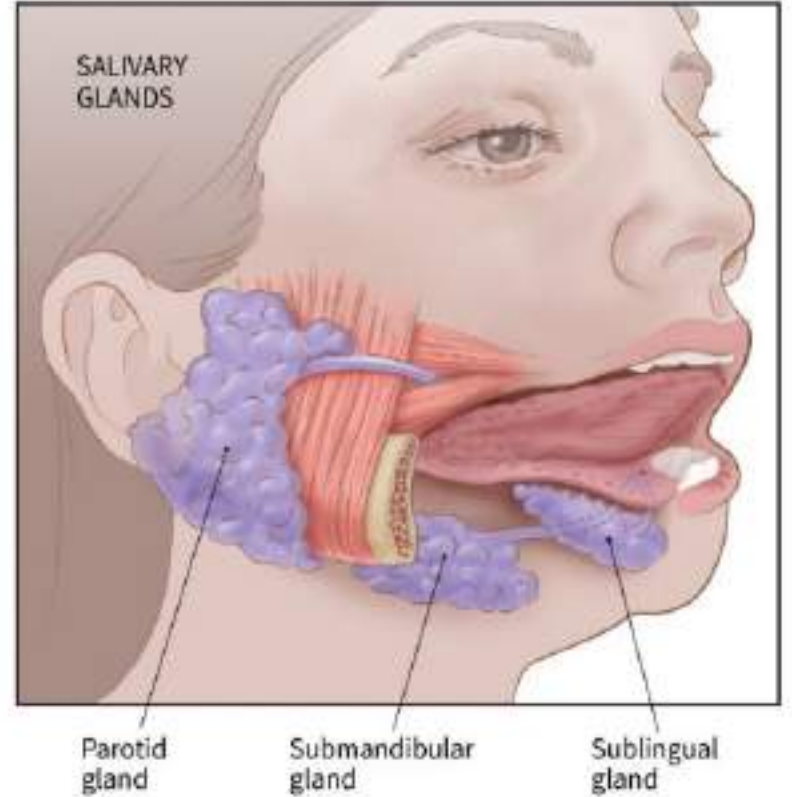
# Tükrük bezi ve tümörleri

Major tükrük bezleri:

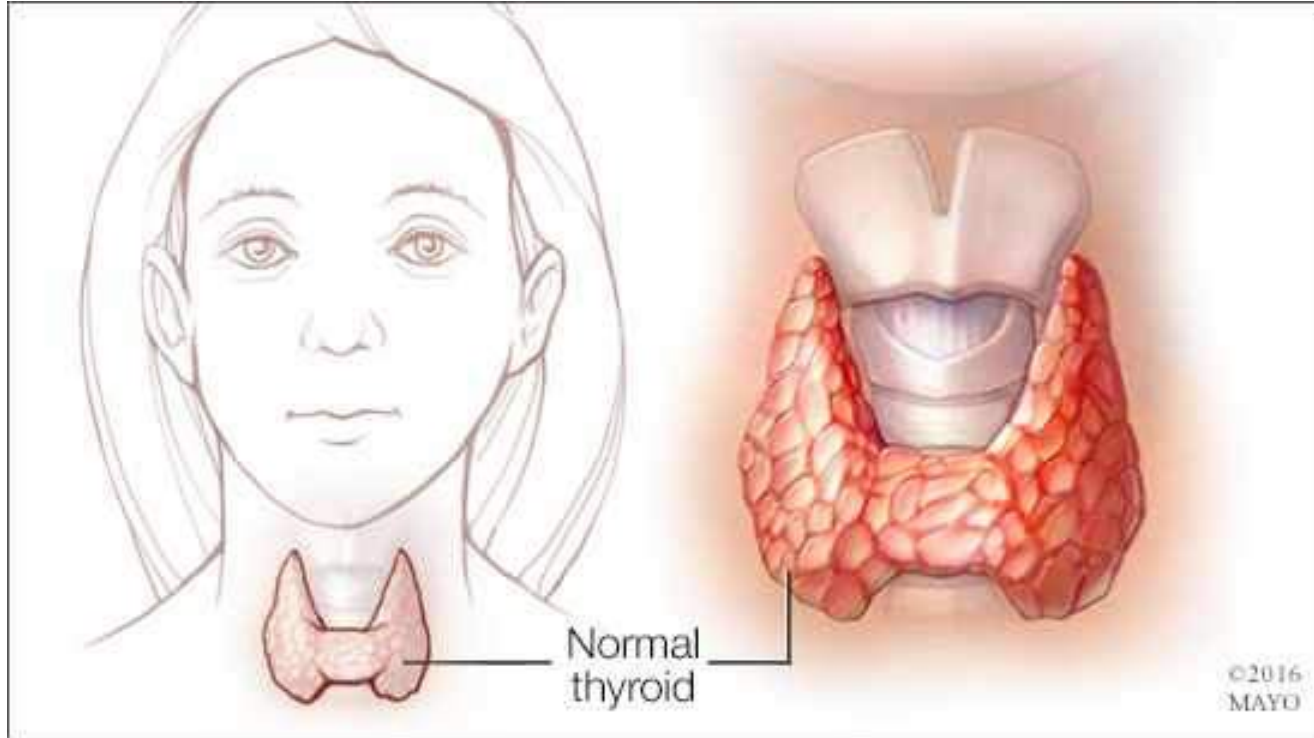
- parotis,
- Submandibular
- sublingual

Minor tükrük bezleri:

Oral kavite,  
pharynx,  
paranasal sinusler içinde bulunur



# Tiroid bölgesi ve tümörleri





# Tedavi planlaması ve simülasyon öncesi

Ayrıntılı fizik muayene ve evreleme esastır.

Tedavi öncesi oral hijyen ve diş bakımı sağlanır.

Tedavi öncesi kötü durumdaki dişlerin çekimi uygundur.

Işınlama sonrasında özellikle mandibular dişlerin çekimi osteonekroz riskini arttırır.

Tedavi sırasında bikarbonatlı solusyonlarla günde 4-6 kez gargaralar önerilmelidir.

Sigara içimi mutlaka engellenmelidir. Duman inhalasyonu mukoziti arttırır. Alkol kesilir.

Cilt reaksiyonlarını önlemek için jiletle traş, alkol, deodorant gibi ürünlerin kullanımı engellenmelidir.

Hasta ve/veya hasta yakınları tedavi etkinliği ve komplikasyonlar açısından bilgilendirilir.

# Baş-boyun kanserleri simulasyon

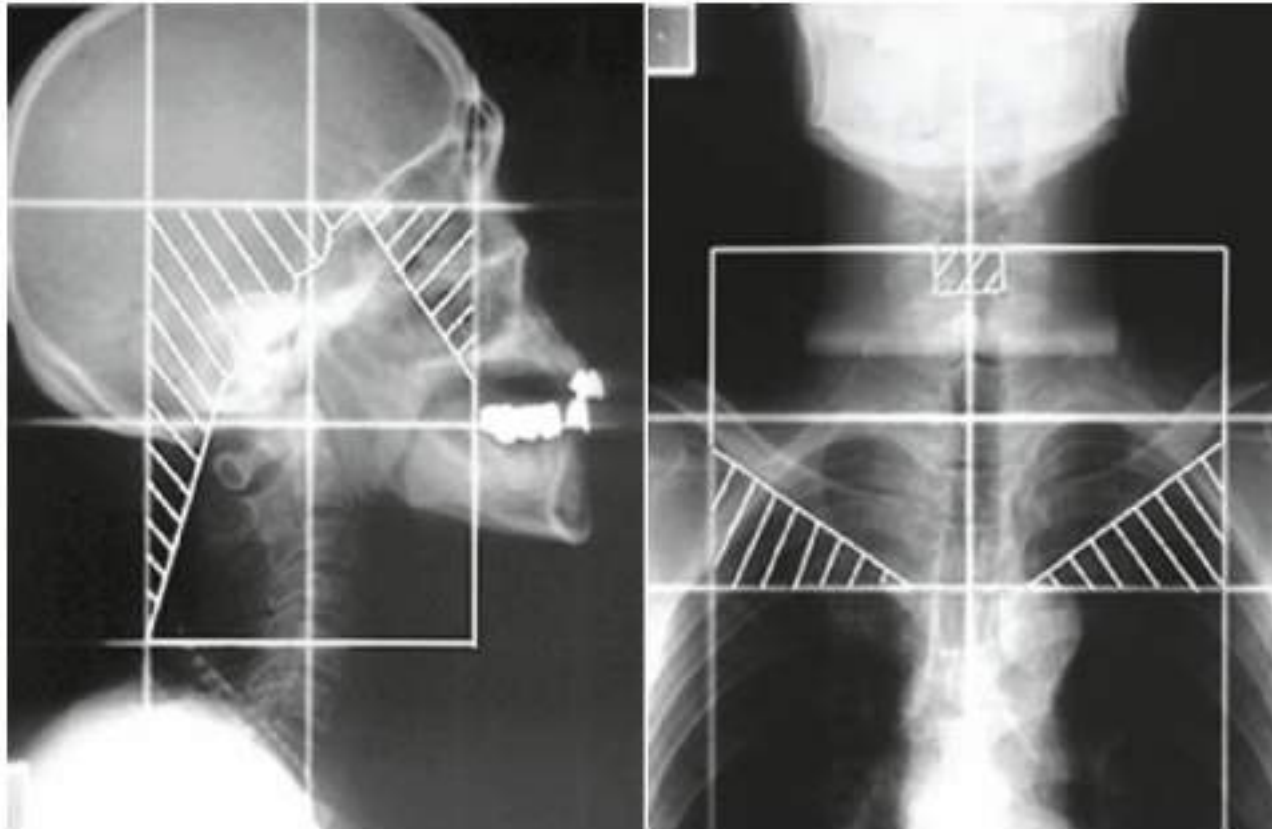


Supin pozisyon:  
En çok kullanılan pozisyonudur.  
Boyun hiperekstansiyonda

# Radyoterapi alanında olması gereken bölgeler

- Tümör bölgesi (GTV-Gross tumor volume)
- Nasofarinks,
- sfenoid sinüs,
- kavernöz sinüs,
- kafa tabanı,
- nazal kavitenin anterior  $\frac{1}{2}$  si,
- maksiller sinüsün posterior  $\frac{1}{3}$  ü,
- posterior etmoid sinüs,
- pterigoid fossa,
- lateral farengeal duvarlar,
- Lenf nodları : Retrofarengeal lenf nodları  
II- III- IV- V ve supraklavikular lenf nodları.

# Nazofarenks Radyoterapi alanı



Simulation films for lateral and anterior SCF fields for nasopharyngeal cancer

# Baş-boyun kanserleri Radyoterapisi Dil basacağı



Oral kavite, paranasal sinusların kanserlerinde mantarlı dil basacağı ile maske yapılarak sağlam doku alandan uzaklatılır

# Riskli organlar

medulla spinalis,

Oral mukoza,

Tükrük bezleri,

mandibula,

Temporomandibuler eklem,

pterygoid kas, göz, beyin, iç kulak, hipofiz,

larenks, farenks.

Oral mukozit

Tükrük azalması (kseroostomi)

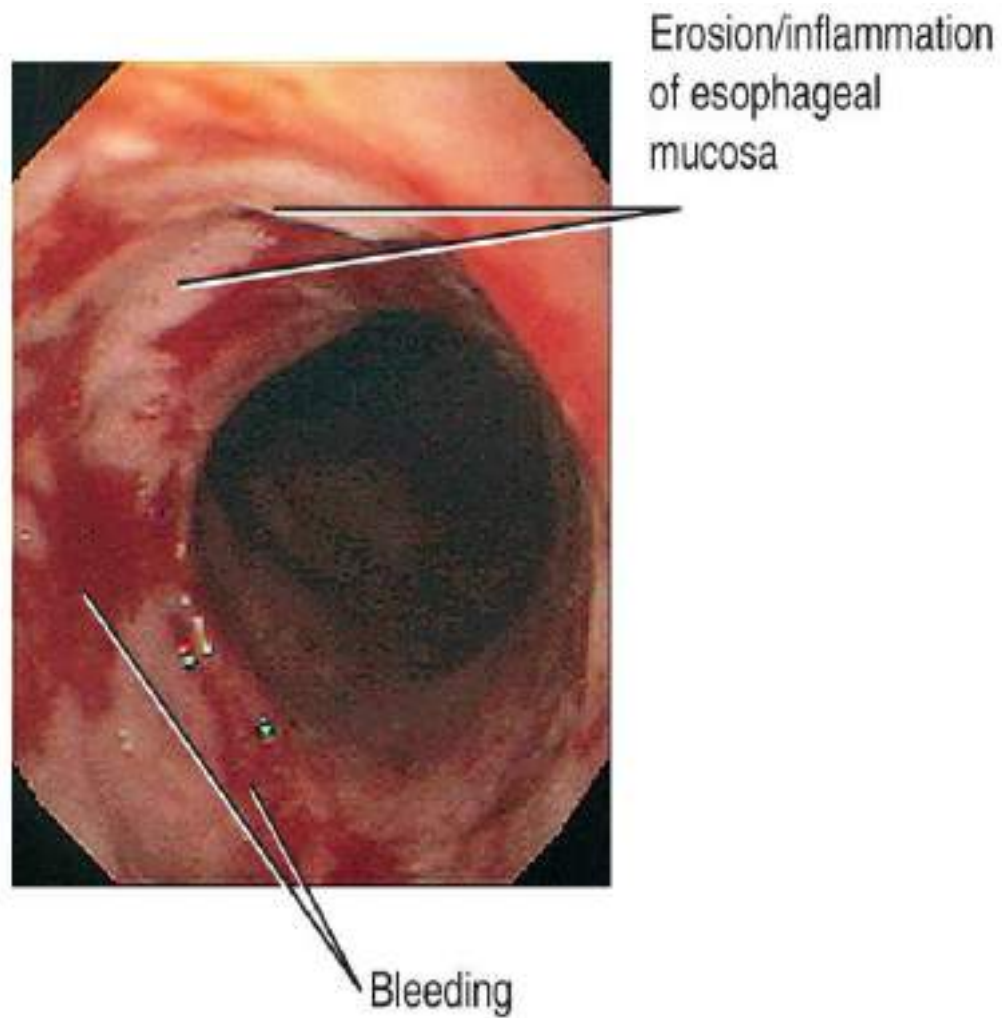
Özefajit

Otit

Diş çürükleri







**Table 4-14****Normal Tissue Constraints from Recent RTOG Head and Neck Protocols<sup>a</sup> and QUANTEC<sup>b</sup> Recommendations**

Protocol no.	1016	1008	0920	0912	QUANTEC
Disease site	Oropharynx	Salivary gland	Locally advanced head and neck	Anaplastic thyroid	
<b>Organ at risk</b>			<b>Recommended doses</b>		
Spinal cord	<48 Gy to any vol >0.03 cc <sup>c</sup>	<45 Gy to any vol >0.03 cc	<48 Gy to any vol >0.03 cc	True structure: <45 Gy to any vol >0.03 cc	<50 Gy in 2 Gy/fx for 0.2% myelopathy 60 Gy gives 6% myelopathy <sup>72</sup>
		PRV <48 Gy to any vol >0.01 cc	PRV <50 Gy to any vol >0.01 cc	PRV <50 Gy to any vol >0.03 cc	
Brainstem	<52 Gy to any vol >0.03 cc	<48 Gy to any vol >0.03 cc; if skull base, <52 Gy	<52 Gy to any vol >0.03 cc		Max 54 Gy with conventional fx <sup>73</sup>

Oral cavity	<p>Mean &lt;30 Gy for non-involved oral cavity</p> <p>No hot spot &gt;60 Gy in non-involved oral cavity</p>	<p>For parotid tumor: mean &lt;30 Gy</p> <p>For tumor in submandibular: mean &lt;50 Gy</p>	<p>Non-oral cavity tumor: mean &lt;30 Gy</p> <p>Oral cavity tumor: mean &lt;50 Gy</p>	<p>Mean &lt;35 Gy (excluding PTV)</p>	
Parotid glands	<p>Spare 1 gland: its mean &lt;26 Gy</p>	<p>Contralateral mean &lt;26 Gy</p> <p>Min 50% from 1 gland gets &lt;30 Gy</p> <p>Min 20 cc from both get &lt;20 Gy</p>	<p>Spare 1 gland: its mean &lt;26 Gy</p> <p>Min 50% from 1 gland gets &lt;30 Gy</p> <p>Min 20 cc from both get &lt;20 Gy</p>	<p>Spare 1 gland: its mean &lt;26 Gy</p> <p>Min 50% from 1 gland gets &lt;30 Gy</p> <p>Min 20 cc from both get &lt;20 Gy</p>	<p>1 gland to mean <math>\leq 20</math> Gy</p> <p>Both glands to mean <math>\leq 25</math> Gy<sup>74</sup></p>

# Akciğer Kanseri Radyoterapisi

Doç.Dr. Hakan GAMSIZ  
SBÜ Gülhane Tıp Fakültesi  
Radyasyon Onkolojisi

# Risk faktörleri

Sigara ve pasif içicilik (en yüksek risk faktörü)

Radon gazı (2. en sık risk faktörü)

Asbest, hava kirliliği

Radyoterapi (lenfoma, meme kanseri vb.)

Çevresel ve mesleki kimyasal maruziyet

Geçirilmiş tüberküloz zemininde

Male		Female	
most common (by occurrence) <sup>[18]</sup>	most common (by mortality) <sup>[18]</sup>	most common (by occurrence) <sup>[18]</sup>	most common (by mortality) <sup>[18]</sup>
prostate cancer (25%)	lung cancer (31%)	breast cancer (26%)	lung cancer (26%)
lung cancer (15%)	prostate cancer (10%)	lung cancer (14%)	breast cancer (15%)
colorectal cancer (10%)	colorectal cancer (8%)	colorectal cancer (10%)	colorectal cancer (9%)
bladder cancer (7%)	pancreatic cancer (6%)	endometrial cancer (7%)	pancreatic cancer (6%)
non-Hodgkin lymphoma (5%)	liver & intrahepatic bile duct (4%)	non-Hodgkin lymphoma (4%)	ovarian cancer (6%)
skin melanoma (5%)	leukemia (4%)	thyroid cancer (4%)	non-Hodgkin lymphoma (3%)
kidney cancer (4%)	esophageal cancer (4%)	Skin melanoma (4%)	leukemia (3%)
oral and pharyngeal cancer (3%)	bladder cancer (3%)	ovarian cancer (3%)	uterine cancer (3%)
leukemia (3%)	non-Hodgkin lymphoma (3%)	kidney cancer (3%)	liver & intrahepatic bile duct (2%)
pancreatic cancer (3%)	kidney cancer (3%)	leukemia (3%)	brain and other nervous system (2%)
other (20%)	other (24%)	other (22%)	other (25%)

En yüksek mortaliteye sahip kanser tipi

Erken evrede semptomlar nadirdir ve şiddeti hafiftir.

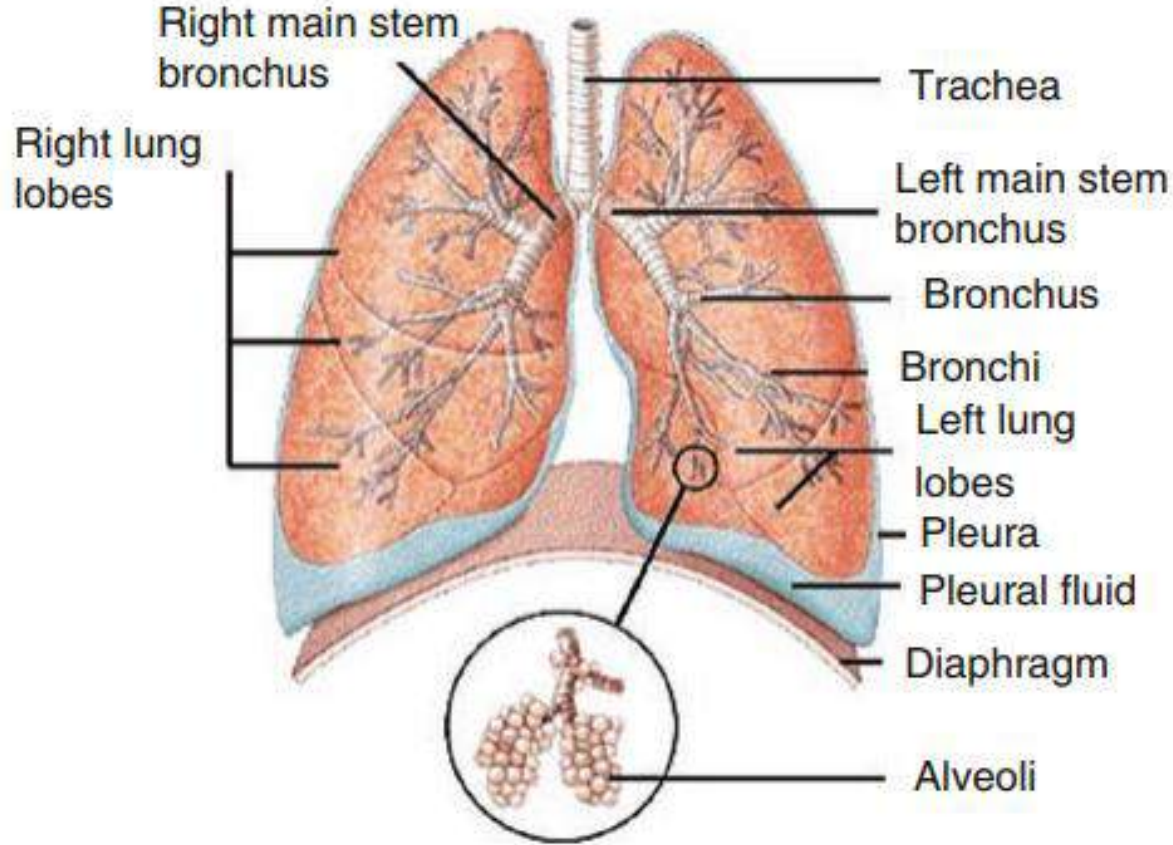
Yalnızca %15'i erken evrede yakalanabilmektedir.

# Semptom ve bulgular

- Öksürük, nefes darlığı (dispne)
- Yorgunluk
- Göğüs, omuz, sırt ya da kolda ağrı
- Tekrarlayan pnömoni ya da bronşit
- Balgamda kan tükürme (hemoptizi)
- İştah ve kilo kaybı
- Genel ağrılar
- Ses kısıklığı
- Hırıltılı solunum (wheezing)
- Yüz ya da boyunda şişlik
- Kanserin yayıldığı bölgeye ve etkilediği organlara bağlı olarak baş ağrısı, kanama, güçsüzlük, kemik kırıkları ya da kan pıhtıları gibi semptomlar da ortaya çıkabilir.



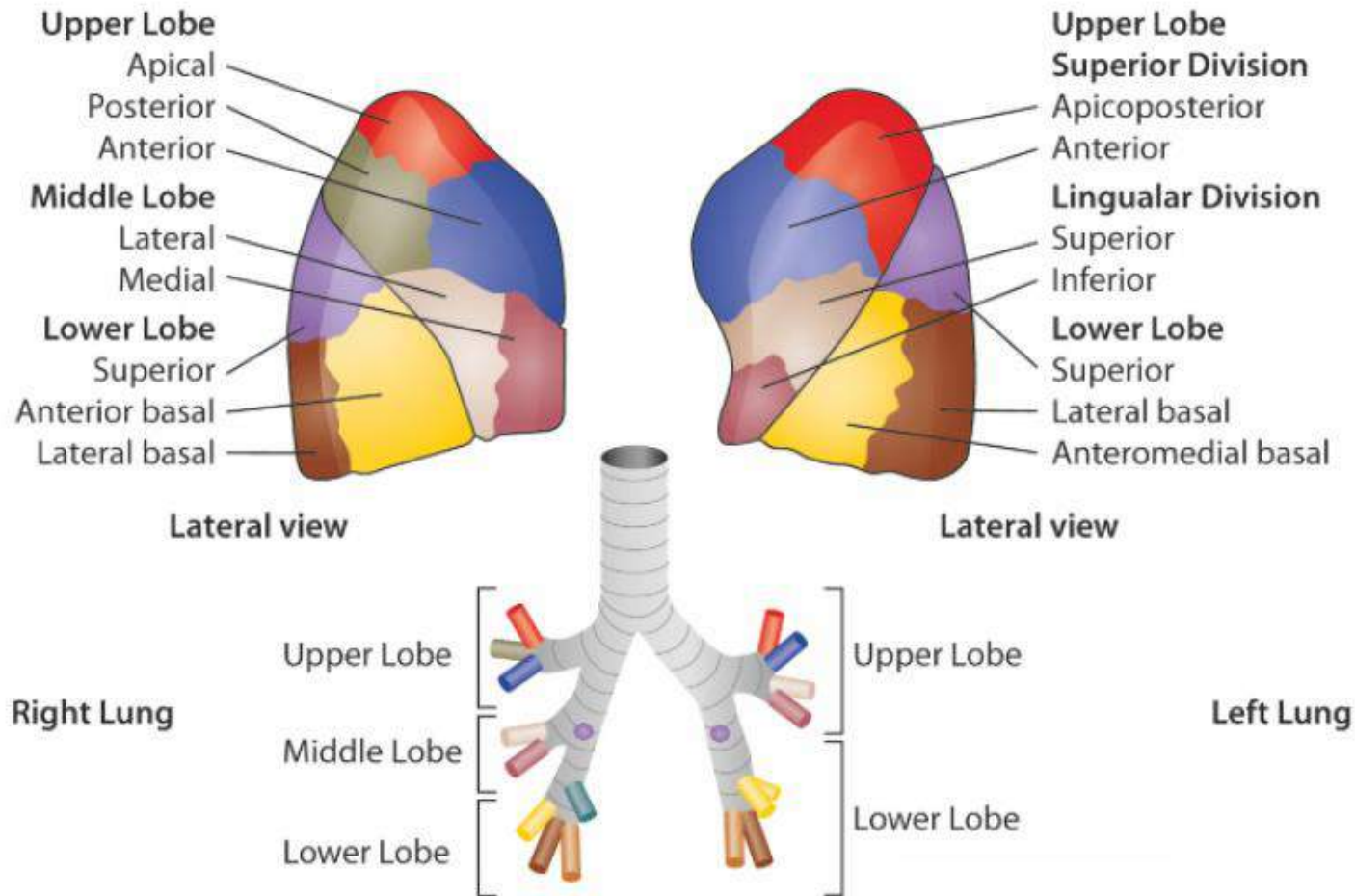
# Anatomisi

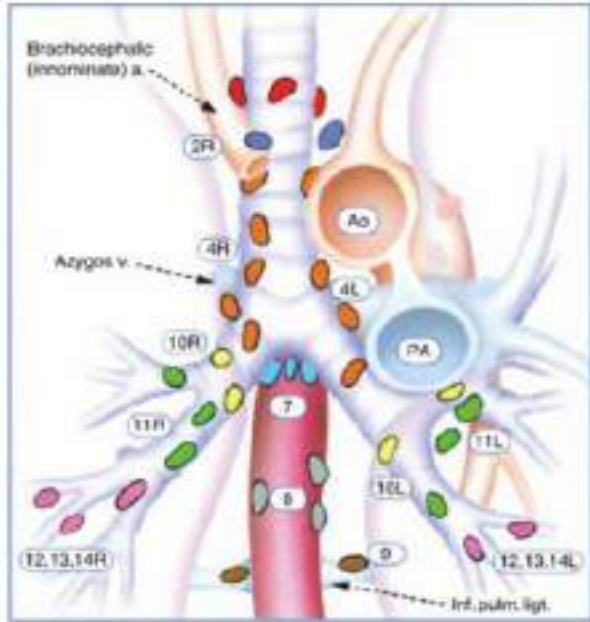


Akciğer, göğüs boşluğunda sağ ve solda iki tanedir. Sağ akciğer, üç sol akciğer iki lobludur. Her akciğer tabanı diyafragmada olan birer yarı koni biçimindedir. Dış ve iç iki yüz bir taban bir de apexleri vardır. Akciğere giren çıkan yapılar iç yüzün ortasından (hiler bölge) girerler. Buraya akciğer atardamarları, akciğer toplardamarları, lenfatikler, sinirler girer ve çıkarlar.

Bronşlar içi hava ile dolu alveol denen keseciklerde biterler. Bu keseciklerin duvarlarında kılcal damarlar yayılır.

Plevra, akciğerin dış yüzü ile diyafragmanın üst yüzünü örten seröz bir zarıdır. İç ve dış iki yaprağı arasında plevra boşluğu denen ve plevral sıvı içeren boşluk vardır. Akciğerin solunum sırasında şişip küçülmesine yardımcı olur





### Superior Mediastinal Nodes

- 1 Highest Mediastinal
- 2 Upper Paratracheal
- 3 Pre-vascular and Retrotracheal
- 4 Lower Paratracheal (including Azygos Nodes)

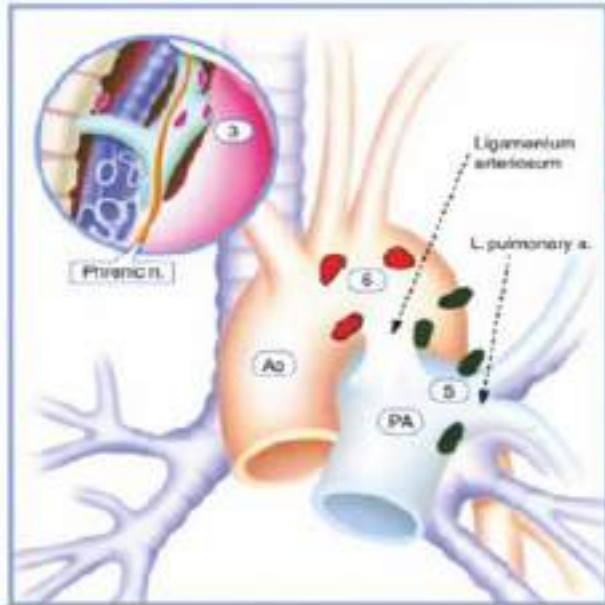
$N_1$  = single digit, ipsilateral  
 $N_2$  = single digit, contra lateral  
 or supraclavicular

### Aortic Nodes

- 5 Subaortic (A-P window)
- 6 Para-aortic (ascending aorta or phrenic)

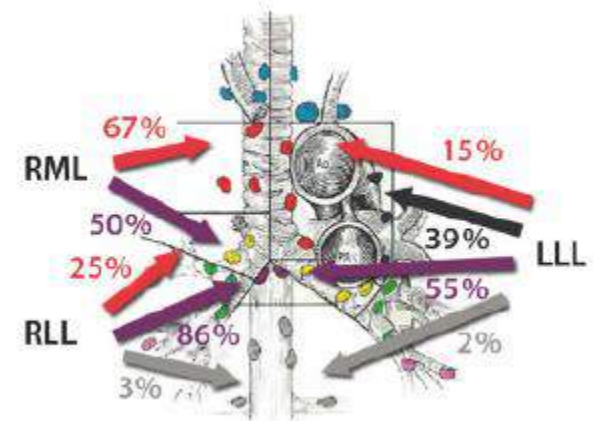
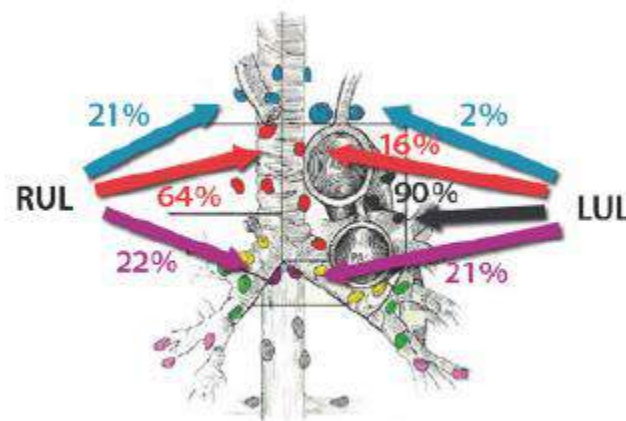
### Inferior Mediastinal Nodes

- 7 Subcarinal
- 8 Paraesophageal (below carina)
- 9 Pulmonary Ligament



### $N_1$ Nodes

- 10 Hilar
- 11 Interlobar
- 12 Lobar
- 13 Segmental
- 14 Subsegmental



# Akciğer kanserleri

Küçük hücreli dışı akciğer kanseri

(%85)

- adenokarsinoma (%50)
- Skvamoz hücreli karsinoma (%35)
- Büyük hücreli karsinoma (%15)

Küçük hücreli akciğer kanseri

(%15)

## Küçük Hücreli Dışı Akciğer Kanserleri

Akciğer kanserlerinin yaklaşık %85'ini oluşturur.

Başlıca üç alt tipi bulunmaktadır:

- Adenokarsinom
- Skuamöz karsinom
- Büyük hücreli karsinom

# Adenokarsinom

ABD'deki akciğer kanseri olgularının %40'ını oluşturur

Kadınlarda görülen en yaygın akciğer kanseridir ve yeni olgu sayısı artmaktadır.

Genellikle akciğerin dış kısımlarında başlar.

Vücudun diğer kısımlarına yayılabilir.

Sigara ile en az ilişkili histolojik tip

# Skvamöz karsinom

Epidermoid karsinom olarak da adlandırılır

ABD'de tanı konan akciğer kanserlerinin %30 ila %35'ini oluşturur

En sık erkeklerde ve yaşlı bireylerde görülür

Genellikle ana bronşlardan birinde başlar

Görece olarak yavaş büyüme eğilimi sergiler

Diğer akciğer kanserleri tiplerine göre göğüste daha uzun süreli lokalize olur

Erken dönemde metastaz eğilimi göstermez

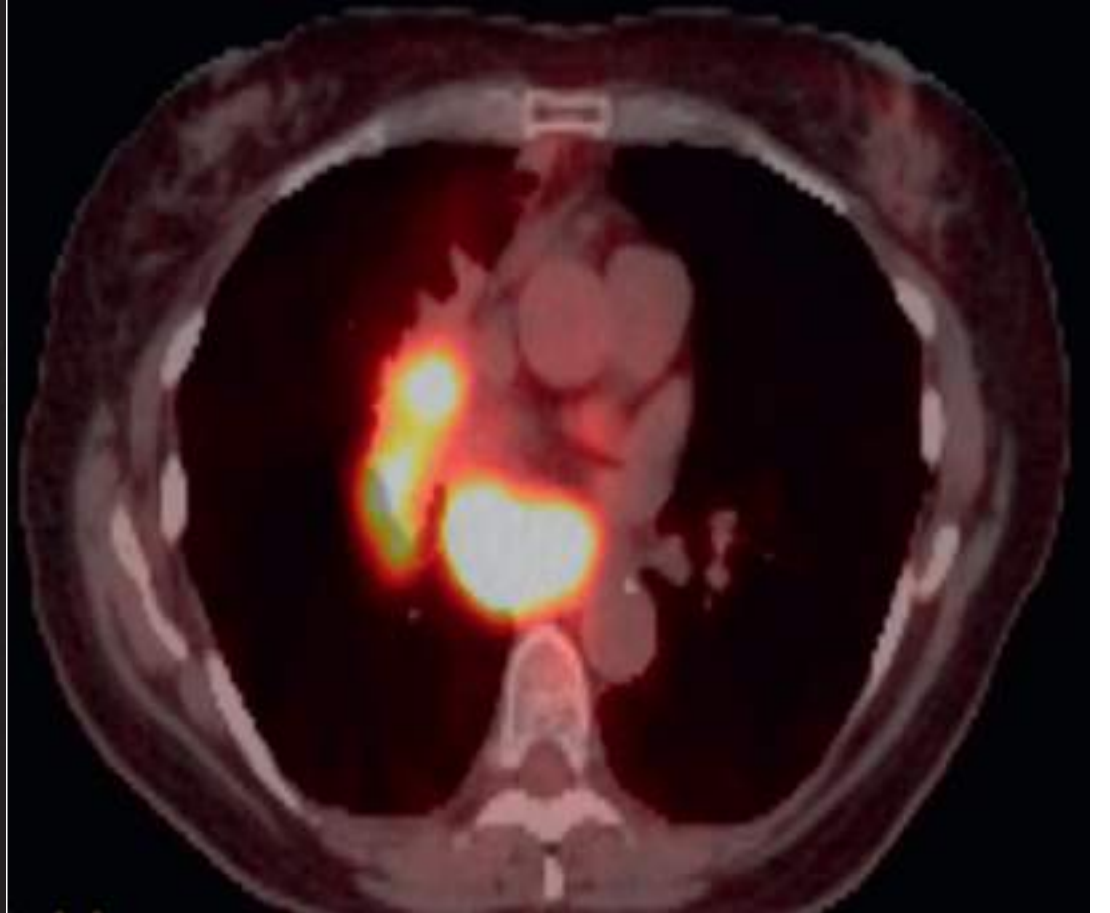
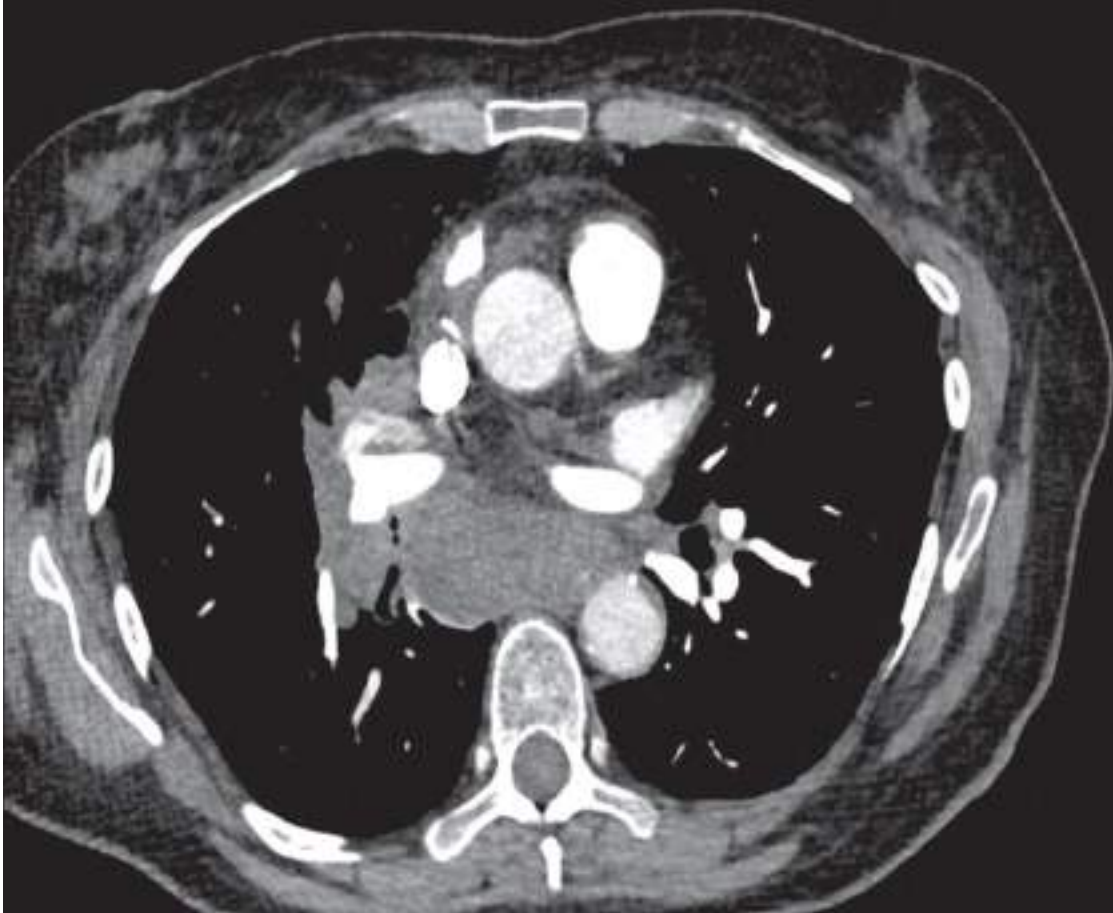
Sigara kullanımıyla yüksek oranda ilişkilidir

# Büyük hücreli karsinom

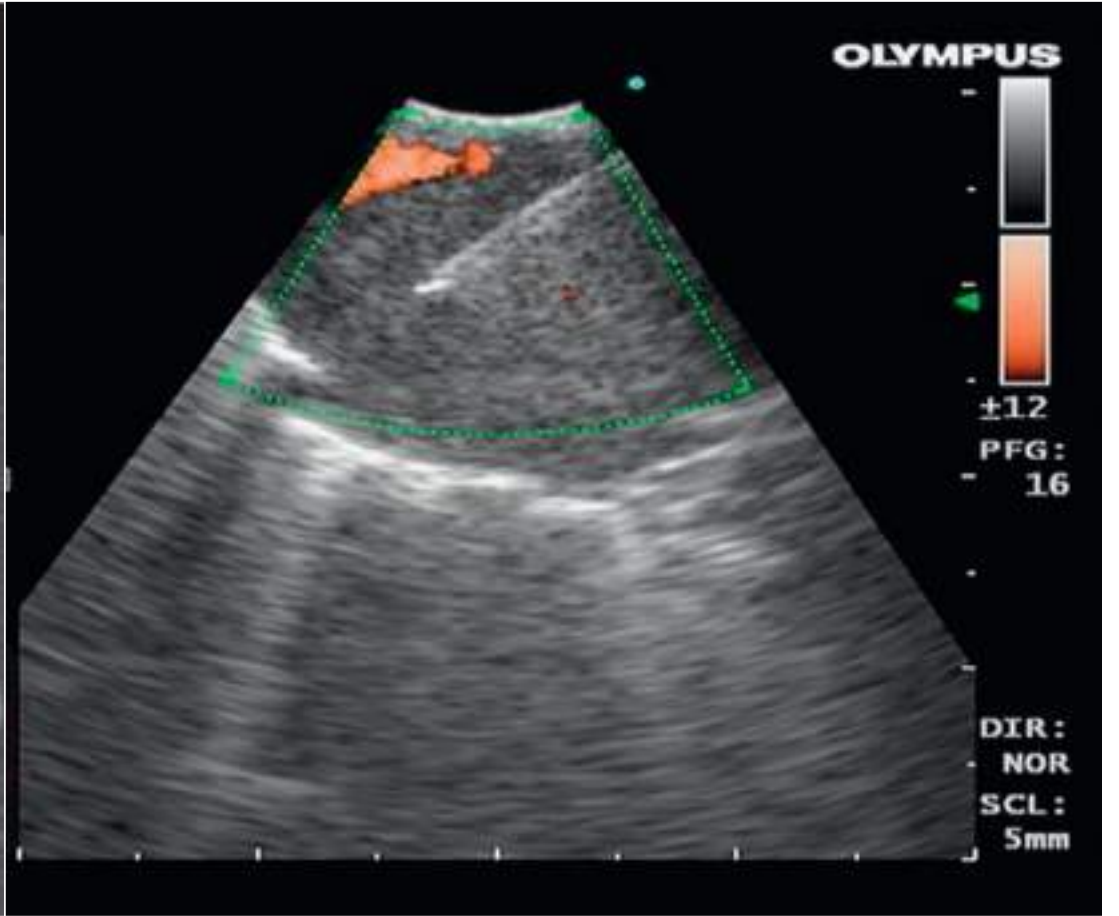
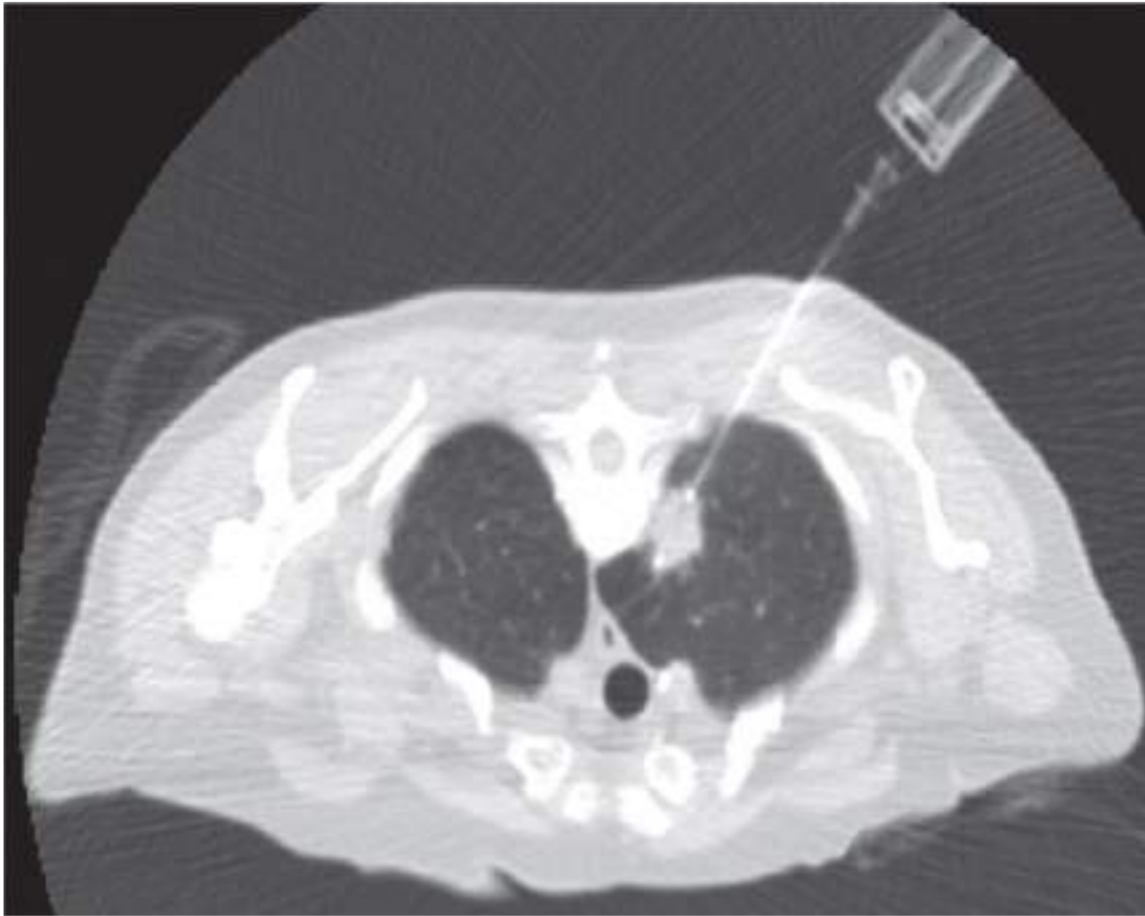
- ABD'de tanı konan akciğer kanserlerinin %5 ila %15'ini oluşturur .
- Genellikle küçük bronşlarda başlar.
- Akciğerin herhangi bir kısmında ortaya çıkabilir.
- Tanı konduğunda tümörler genellikle büyüktür.
- Mediastene ve merkezi sinir sistemine yayılma eğilimi gösterir.
- Histolojik veya immünohistokimyasal olarak; skuamoz, glandüler veya küçük hücreli farklılaşma bulgusu göstermeyen, andiferansiye bir karsinomdur.



# Görüntüleme yöntemleri



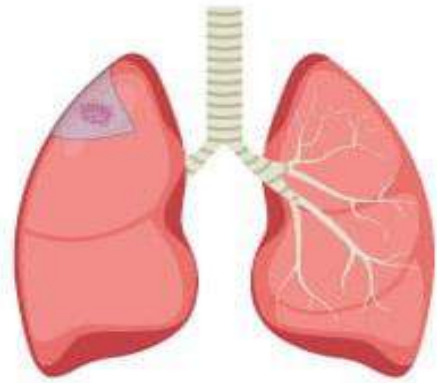
# Biyopsi



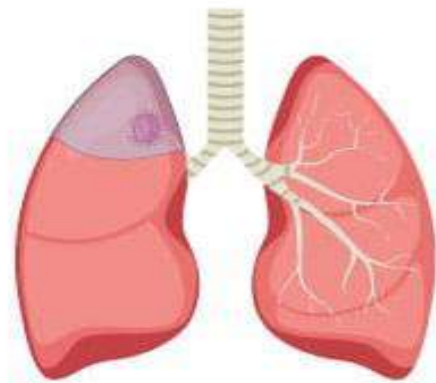
# TEDAVİ

Evre	Tedavi
Evre I -II	<ul style="list-style-type: none"><li>• Cerrahi (tümör &gt; 4 cm veya N+ ise adjuvan KT eklenir)</li><li>• Uygun olgularda SBRT</li></ul>
Evre IIA	<ul style="list-style-type: none"><li>• Preoperatif KT sonrası cerrahi ya da definitif kemoradyoterapi</li></ul>
Evre IIIB	<ul style="list-style-type: none"><li>• Kemoradyoterapi</li></ul>
Evre IV	<ul style="list-style-type: none"><li>• Mutasyonu olmayan olgularda platin bazlı kemoterapi</li><li>• EGFR mutasyonu veya ALK rearanjmanı olanlarda hedefe yönelik tedaviler</li></ul>

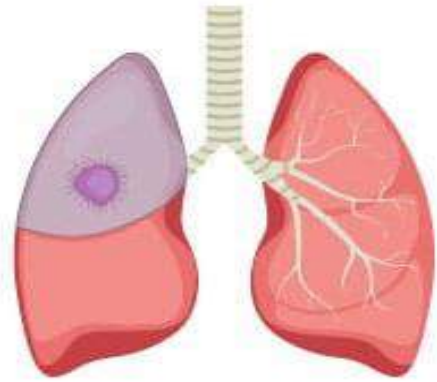
# Cerrahi



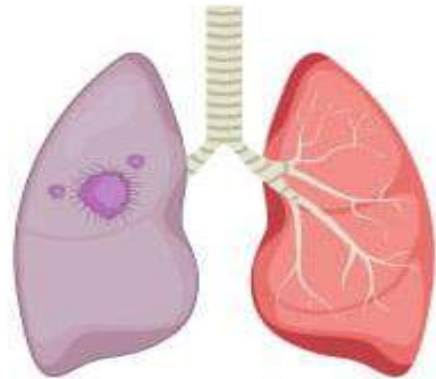
Wedge resection



Segmental resection



Lobectomy



Pneumonectomy

# Radyoterapi

Radyoterapi	Açıklama
Evre I (Medikal komorbidite nedeni ile inoperabl**)	<ul style="list-style-type: none"><li>• SBRT periferik lezyonlara önerilir</li><li>• T1-2N0 olgularda, SBRT ile lokal kontrol oranı yaklaşık % 90'dır.</li></ul>
Evre I - II	<ul style="list-style-type: none"><li>• Cerrahi sınır (-) olgularda, RT'nin rolü yok.</li><li>• Mikroskopik olarak cerrahi sınır (+)'liği mevcutsa, 60 Gy eksternal RT önerilir.</li></ul>
Evre IIIA, N2 (+) Cerrahi plan (+)	<ul style="list-style-type: none"><li>• Seçili olgularda, indüksiyon tedavisi olarak KT ile birlikte RT uygulanabilir.</li><li>• Standard preoperatif RT dozu, 1.8 Gy/fx, 45 Gy'dir.</li></ul>
Evre IIIA, N2 (+) Cerrahi ile rezeksiyon (+)	<ul style="list-style-type: none"><li>• RT'nin rolü yok.</li><li>• Çoklu (multistation) N2 olgularda, adjuvan KT sonrası 50-54 Gy eksternal RT uygulanabilir. (ipsilateral hilus, bronş güdüğü ve yüksek riskli nodal bölgelere yönelik)</li></ul>
Evre IIIA/B, Cerrahi açıdan anrezektabl	<ul style="list-style-type: none"><li>• Sisplatin bazlı 60-66 Gy eşzamanlı kemoradyoterapi standart tedavidir.</li><li>• Sekansiyel kemoradyoterapi performansı durumu kötü olgularda.</li><li>• Indüksiyon KT'sinin rolü yoktur.</li><li>• N(-): CTV= GTV+ 5 mm (8 mm' e dek)</li><li>• N(+): CTV = GTV + 5 mm (8 mm' e dek) ve tutulu lenf nodları + 3-5 mm</li></ul>
Evre IV	<ul style="list-style-type: none"><li>• Palyatif amaçlı ( hava yolu obstruksiyonu veya hemoptizi)<ul style="list-style-type: none"><li>◦ GTV = CTV (hastalığın yayılımına göre, tüm GTV CTV'ye dahil edilmeyebilir)</li></ul></li><li>• Metastatik kemiklere yönelik ağrı palyasyonu</li><li>• Beyin metastazı varlığı</li><li>• Tümörle ilişkili spinal kord basısı</li></ul>

\*\*Inoperabilite kriterleri: baseline FEV<sub>1</sub> < %40, öngörülen postoperatif FEV<sub>1</sub> < % 30 veya ciddi derecede sınırlı diffüzyon kapasitesi

# Küçük hücreli akciğer kanseri

Tüm akciğer kanserlerinin %20 kadarı küçük hücreli akciğer kanseridir.

Sınırlı hastalıkta kemoterapi ve radyoterapi ile kombinasyonu ile ortalama sağkalım 20 ay, 2 yıllık sağkalım %45, 5 yıllık sağkalım %15-20 arasındadır.

Yaygın hastalıkta tedavi verilmezse sağkalım 1-3 ay arasındadır. Kombinasyon kemoterapisiyle 9-12 ay arasında sağkalım sağlanır.

# TEDAVİ

Evre	Tedavi
Sınırlı Evre KHAK	Eşzamanlı Radyokemoterapi (KT: 3 haftada bir Cisplatin + Etoposid / 4 kür) (RT : Günde 2 Fx, 1.5 Gy Fx dozunda Total 45 Gy) [Günde 2 fx mümkün değilse, günde 1 fx, 2 Gy/fx, toplam 60-70 Gy]
	Tam yanıt varsa : Proflaktik Kranial RT (25 Gy / 2.5 Gy fx ya da 30 Gy / 2 Gy fx)
Yaygın Evre KHAK	KT ± Palyatif RT Yanıt varsa Proflaktik Kranial RT [KT sonrası uzak metastazlar kaybolduysa; 3 Gy/fx, 30 Gy veya 1.5 Gy/fx, 54 Gy torasik RT uygulanabilir]

# Radyoterapi

1. Stereotaktik beden Radyoterapisi
2. Küratif kemoRadyoterapi (Konformal RT, IMRT)
3. Profilaktik kranial ışınlama
4. Palyatif Radyoterapi
5. Brakiterapi



# Tedavi simulasyonu

Supin pozisyonda,

Wing board, T-bar kullanılır, kollar baş üstünde

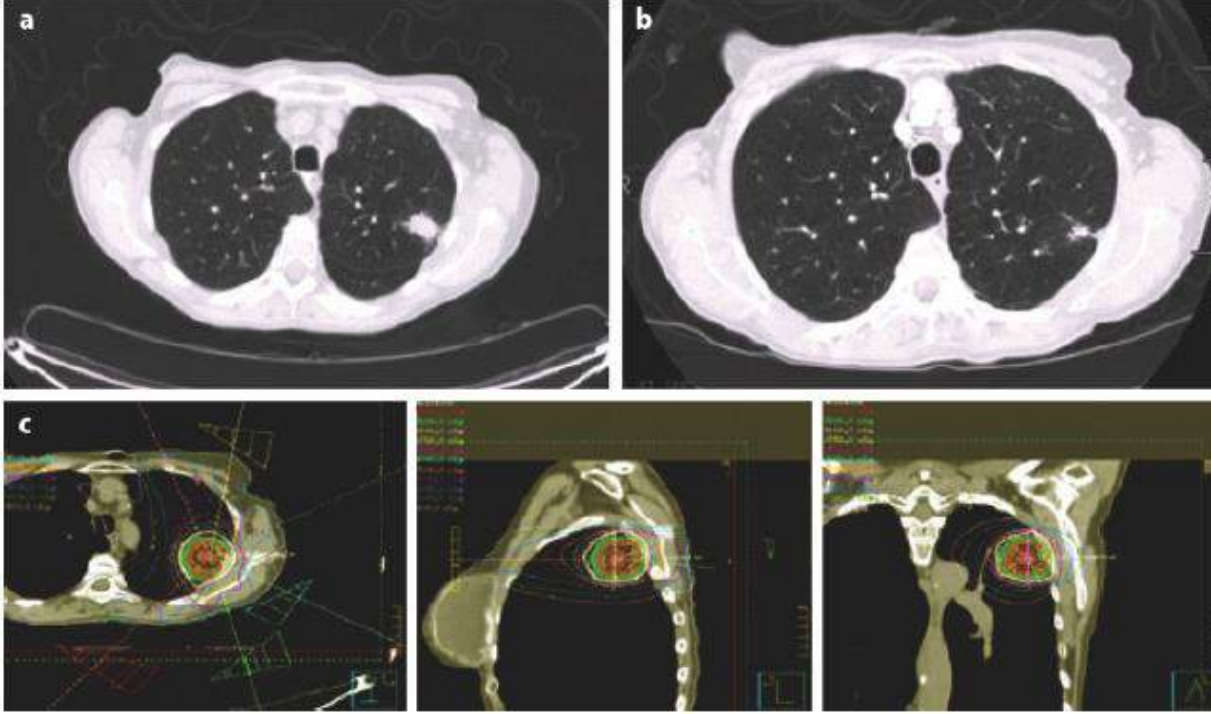
Amaç kolları akciğer bölgesinden uzaklaştırmak



# Tedavi simülasyonu



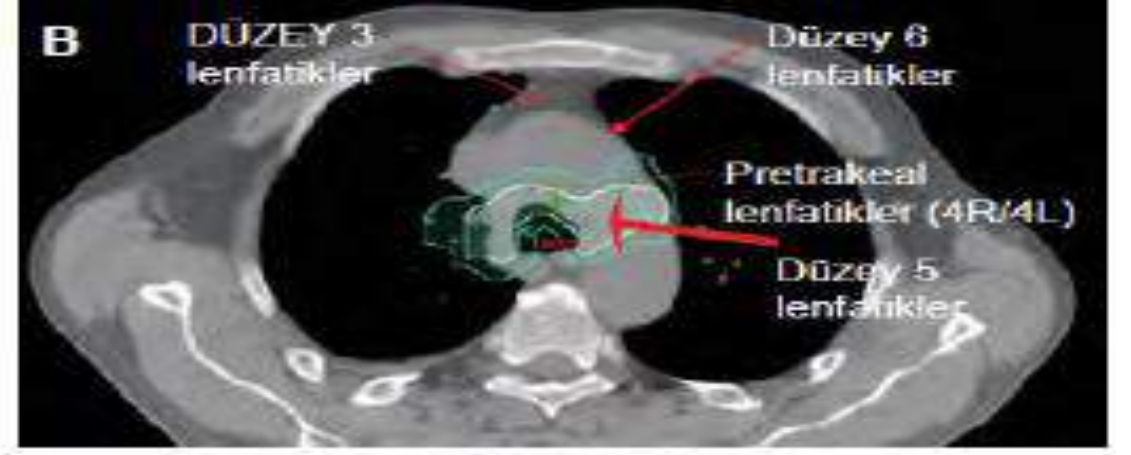
# T1N0M0 KHDAAK SBRT



Evre I, KHDAAK, cerrahiye uygun değilse (ileri yaşı, yüksek tansiyon, diyabet gibi hast.) kúratif amaçlı (10 Gy x 5 fraksiyon = 50 Gy)

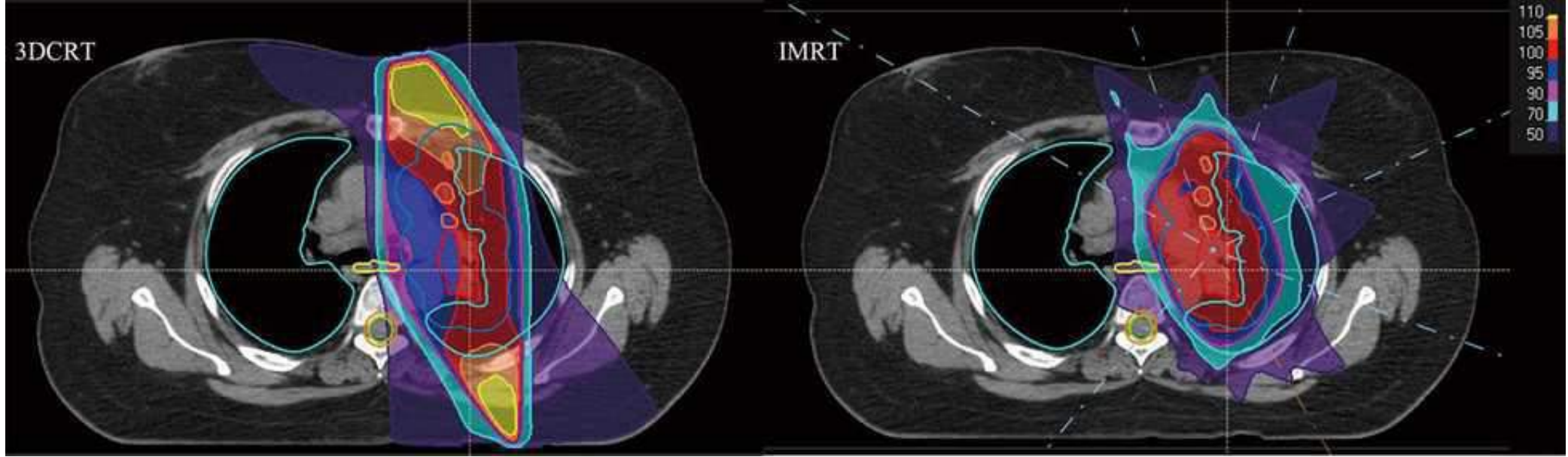
Akciğer içinde metastatik nodúllerde (10 Gy x 5 fraksiyon = 50 Gy)

# Standart Akciğer radyoterapisi (3D CRT, IMRT)





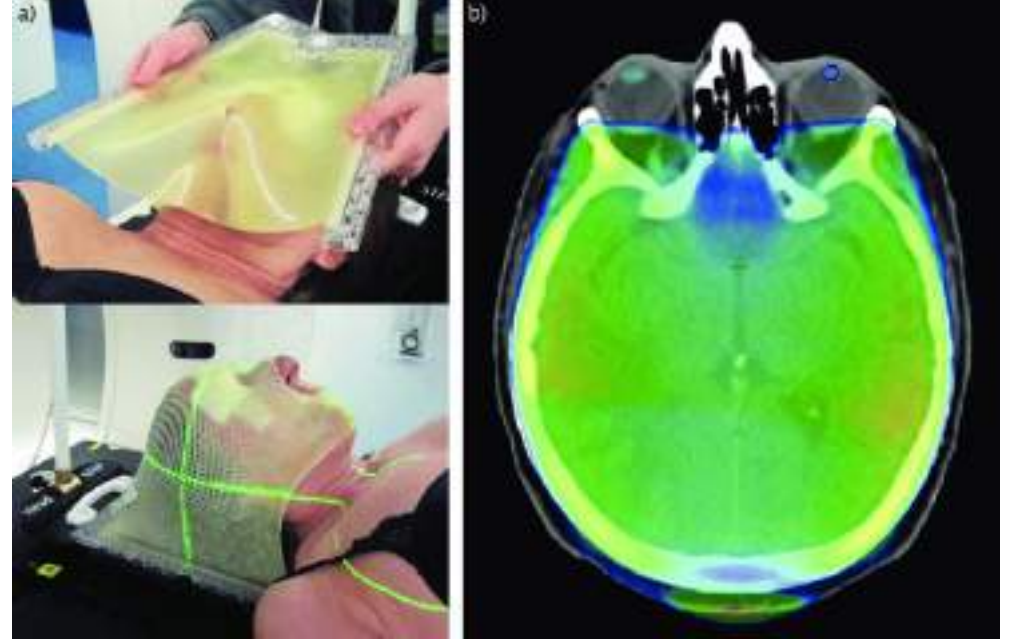
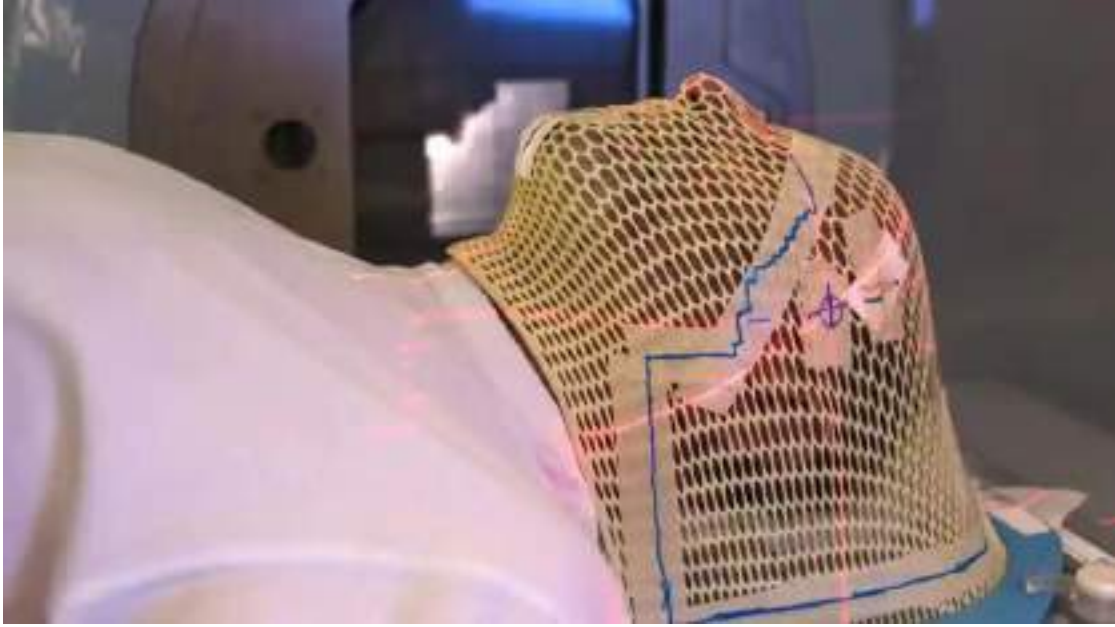
# Standart Akciğer radyoterapisi (3D CRT, IMRT)



**Küratif amaçlı:** Lokal ileri (evre III) KHDAK de, sınırlı evre KHAK de eş zamanlı kemoradyoterapi (60 Gy /30 fraksiyon)

**Postoperatif radyoterapi :** N2 ve T4 hastalık, cerrahi sınır yakınlığı/pozitif olması ve subtotal eksizyon (50 Gy/25 fraksiyon)

## Profilaktik Beyin Işınlaması 25 Gy/10 fraksiyonda

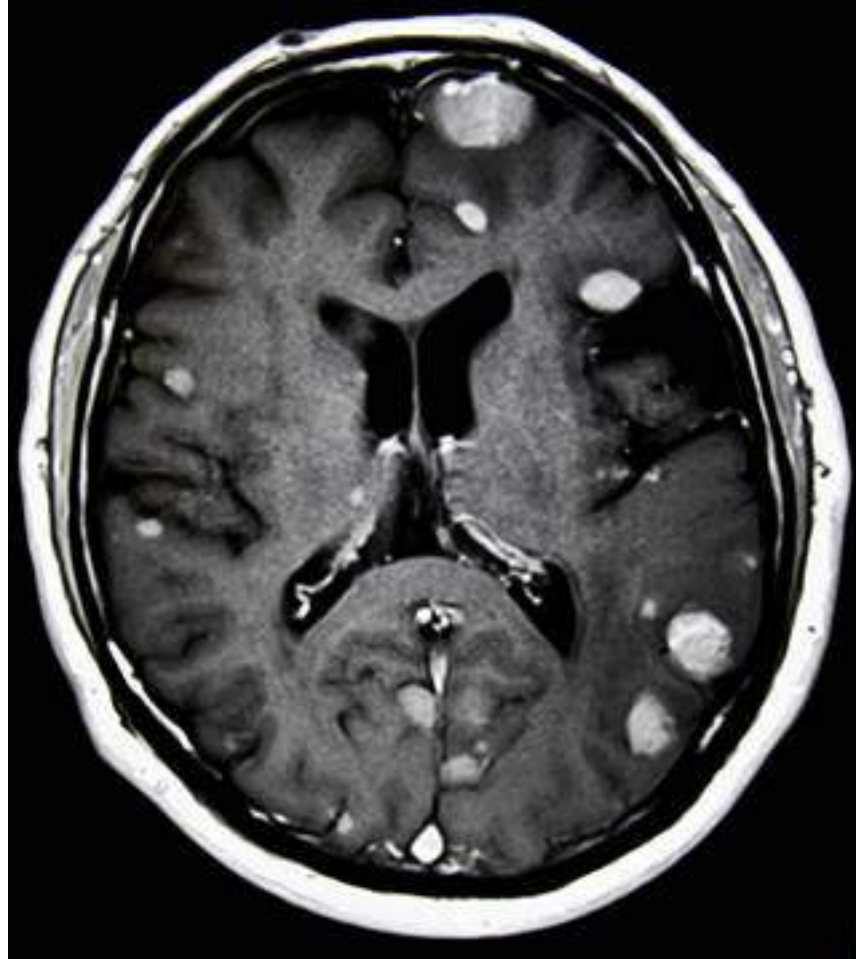


KHAK de kemoterapi ve akciğer radyoterapisi sonrası

# Palyatif Radyoterapi

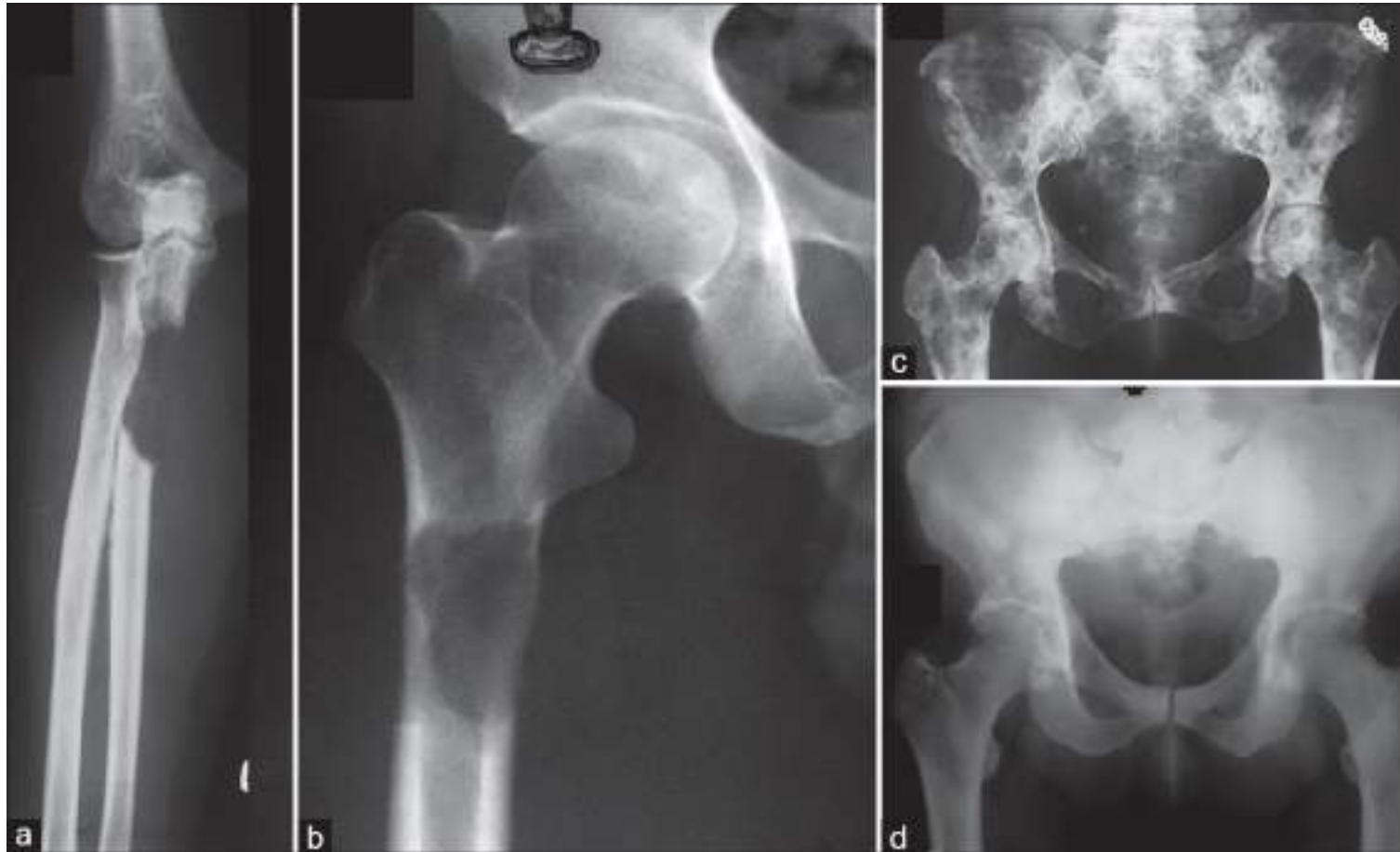
- Ağrı,
  - kanama,
  - superior vena kava sendromu,
  - beyin metastazı
  - spinal kord kompresyonu
- 
- **3 Gy x 10 fraksiyon= 30 Gy**

# Beyin metastazi

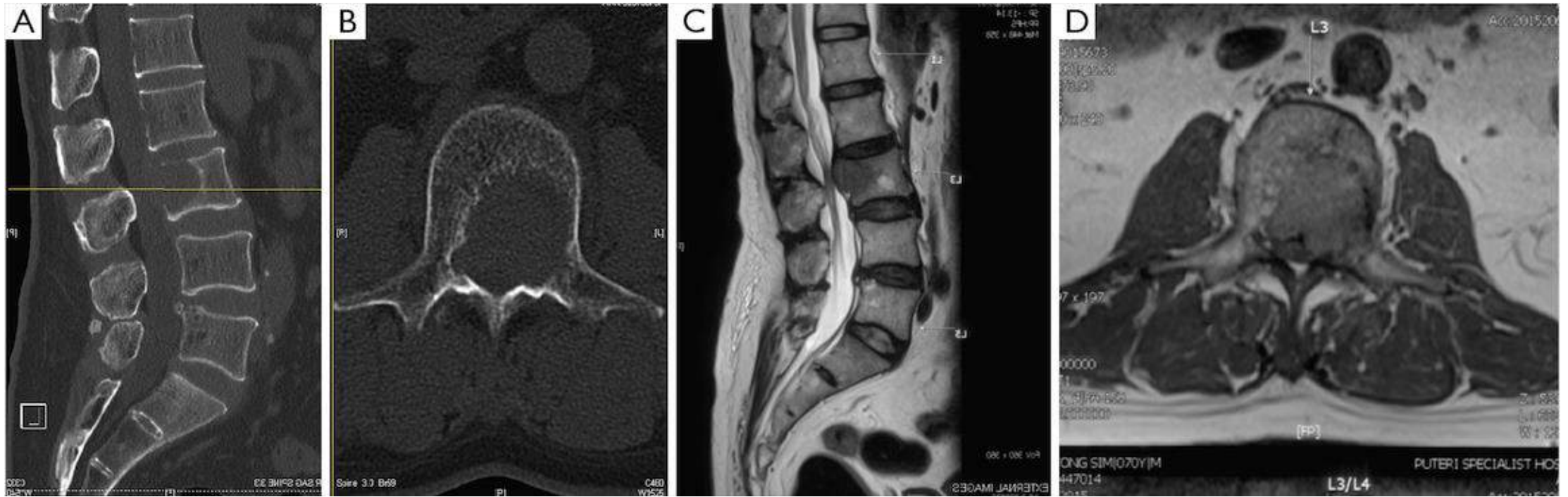




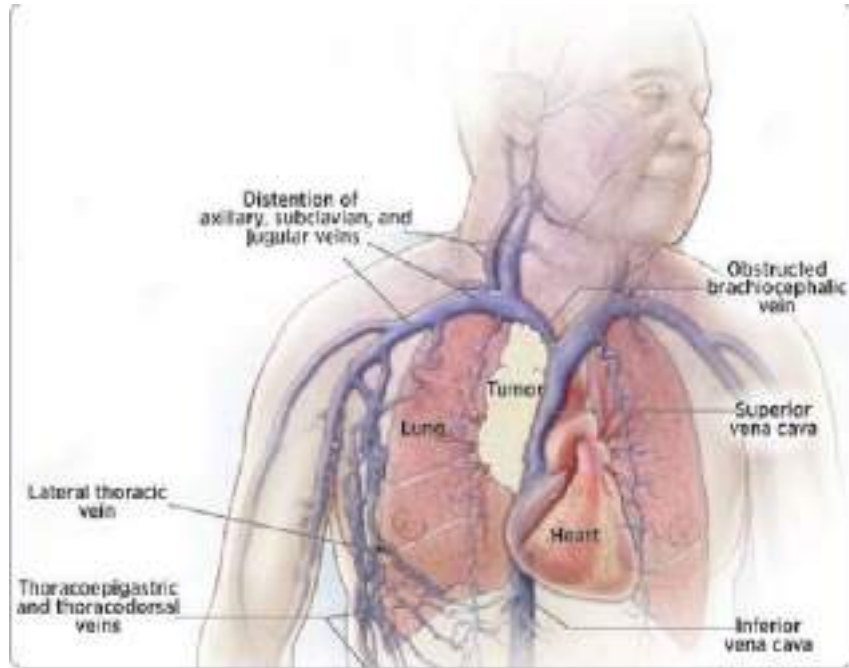
# Kemik metastazi



# Kemik metastazi



# Superior vena kava sendromu

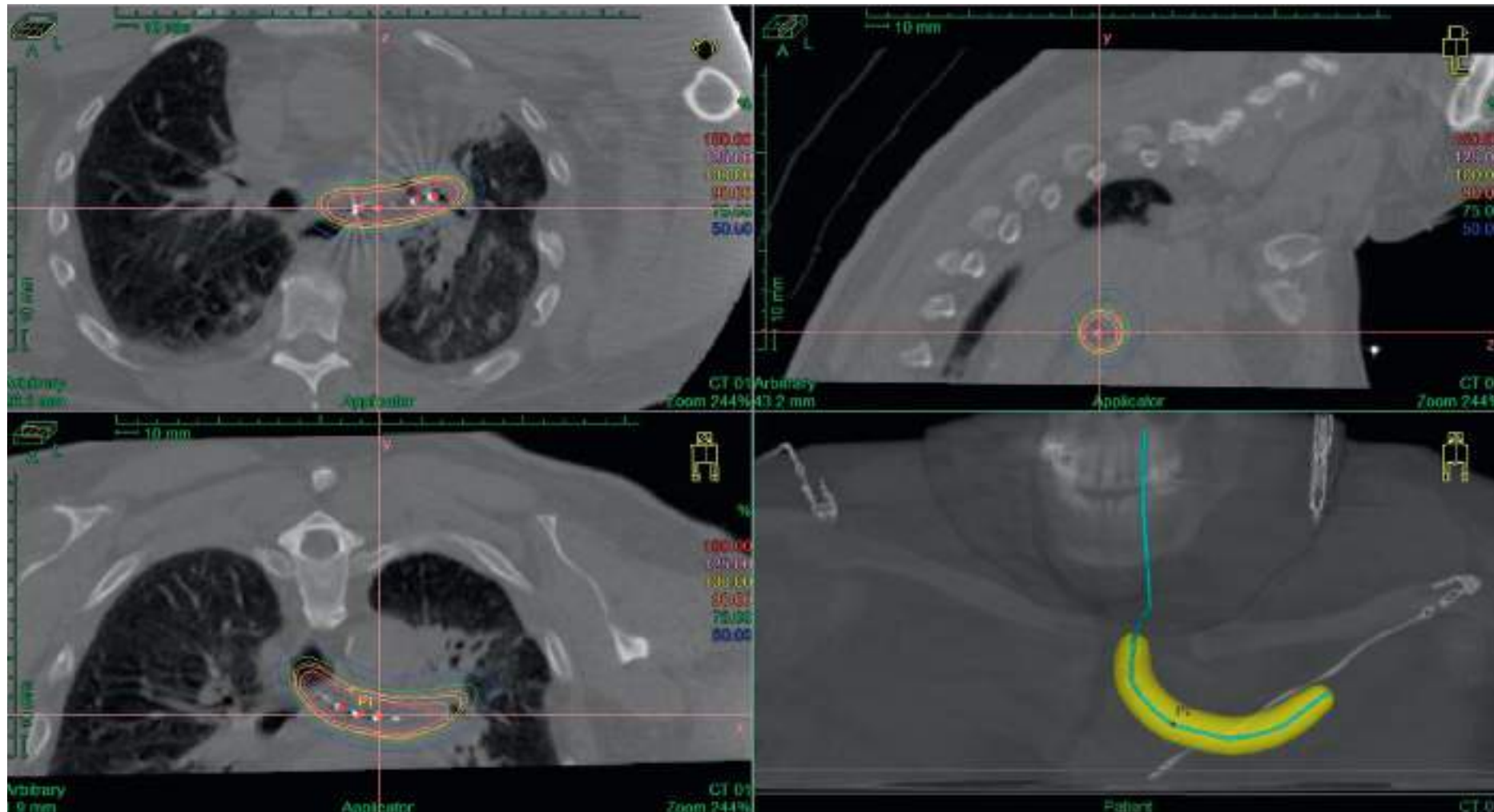


**Figure 3.** Collateral circulation develops across the chest.

# Superior vena kava sendromu

- öksürük, nefes darlığı, yutma güçlüğü, boyun, yüz ve üst ekstremitelerde şişme ve/veya solukluk, boyun damarlarında genişleme çoğunlukla kollateral venöz dolaşım nedeni ile göğüs duvarındaki yüzeysel venlerde distansiyon ve dilatasyon
- seste kabalaşma, konuşma güçlüğü, hemoptizi, göğüs ağrısı, cilt renginde kızarıklık
- Bulgular, yatar pozisyonda arttığından hastalar ortopne pozisyonunda bulunurlar.
- Üst vücut yarısında siyanoz ve hiperemi
- baş ağrısı, baş dönmesi, konfüzyon, dikkat bozuklukları, bayılma
- **İlk 3 gün 3-4 Gy, sonrasında 2 Gy/günlük toplamda 30-50 Gy**

# Brakiterapi

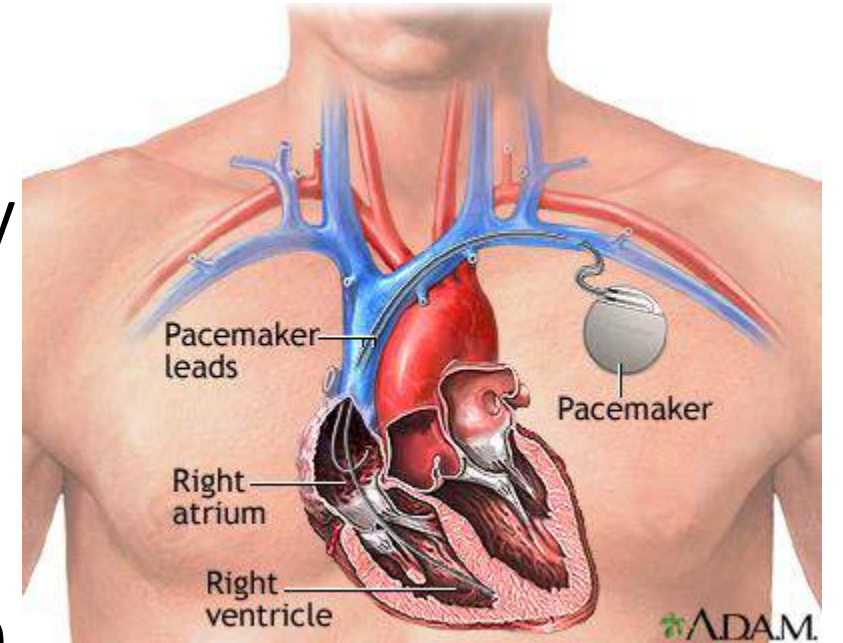




# Doz sınırlamaları

- Doz kısıtlamaları
- Spinal kord.  $D_{max} \leq 50.5$  Gy
- Toplam akciğer  $V_{20Gy} \leq 37\%$
- Ortalama akciğer dozu (=akciğer - CTV):  $\leq 20$  Gy
- Brakial pleksus.  $D_{max} < 66$  Gy
- Özefagus. Ortalama doz  $< 4$  Gy
- $V_{60Gy}$  hesaplanmalıdır
- Kalp.  $V_{60Gy} < 1/3$ ,  $V_{45Gy} < 2/3$ ,  $V_{40Gy} < \%100$

Pacemaker takılı ise Radyoterapi alanının dışında olmalı



# KOMPLİKASYONLAR

- Akut : özefajit, dermatit, öksürük
- Subakut ve geç komplikasyonlar: pnömoni, akciğer fibrozisi, perikardit, brakial pleksopati, Lhermitte sendromu
- Radyasyon pnömonisi RT den 6 hafta sonra başlar. Öksürük, dispne, hipoksi ve ateş olabilir. Steroid ve antibiotik tedavisi uygulanır.

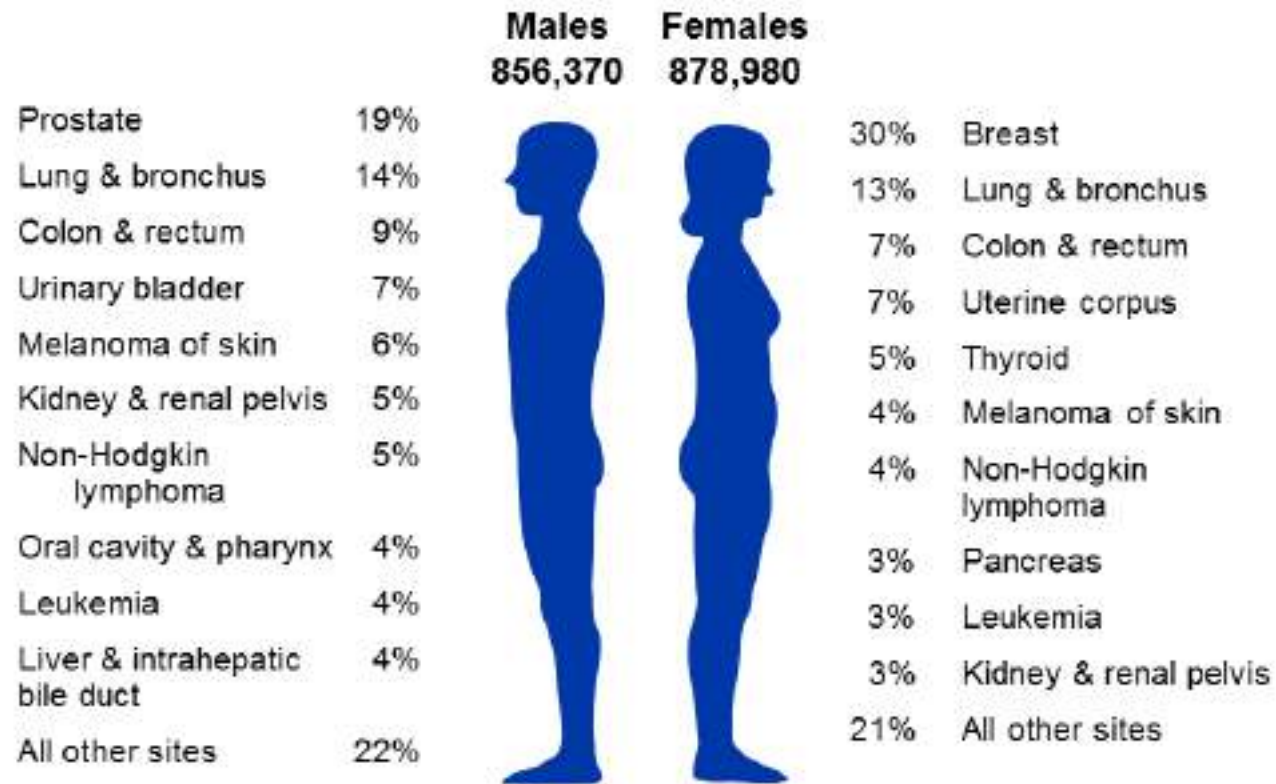
# Meme Kanseri Radyoterapisi

Doç.Dr. Hakan GAMSIZ  
SBÜ Gülhane Tıp Fakültesi  
Radyasyon Onkolojisi



- Meme kanseri, kadınlarda en sık rastlanan kanserdir ve kadınlarda kansere bağlı ölümlerin ikinci nedenidir. Erken tanı yöntemlerinin gelişmesi ve tedavideki ilerlemelere rağmen, halen önemli bir mortalite ve morbidite nedenidir.

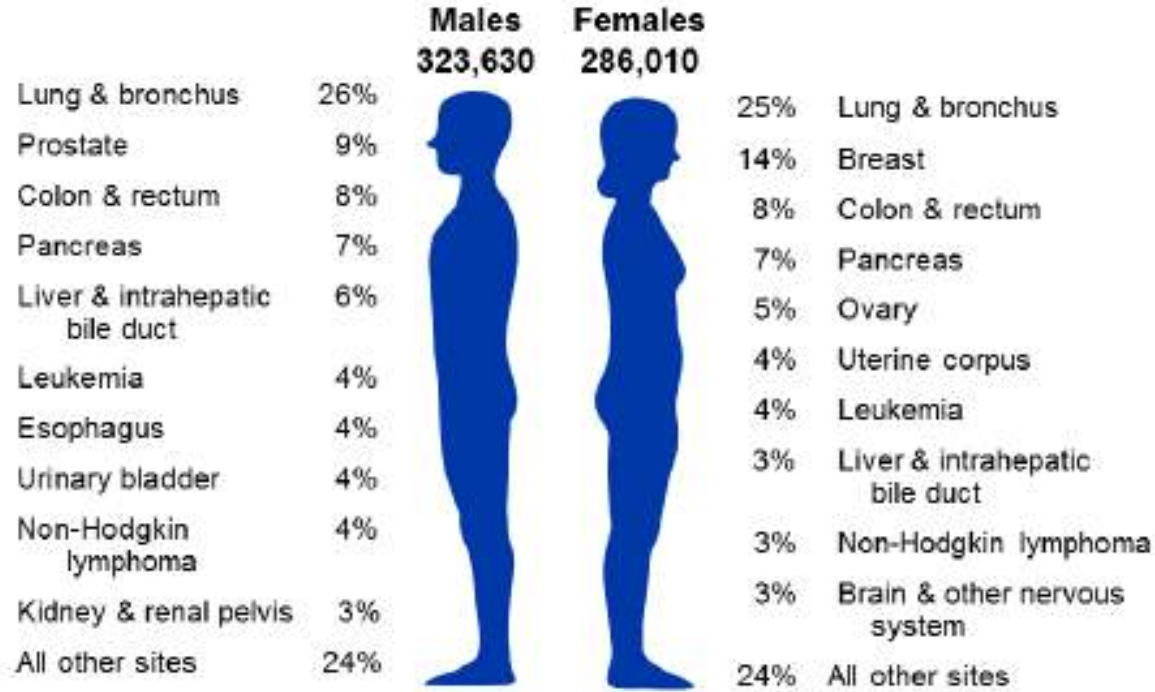
## Estimated New Cancer Cases\* in the US in 2018



\*Excludes basal cell and squamous cell skin cancers and in situ carcinoma except urinary bladder.

Meme kanseri bayanlarda en sık kanser tipi

## Estimated Cancer Deaths in the US in 2018

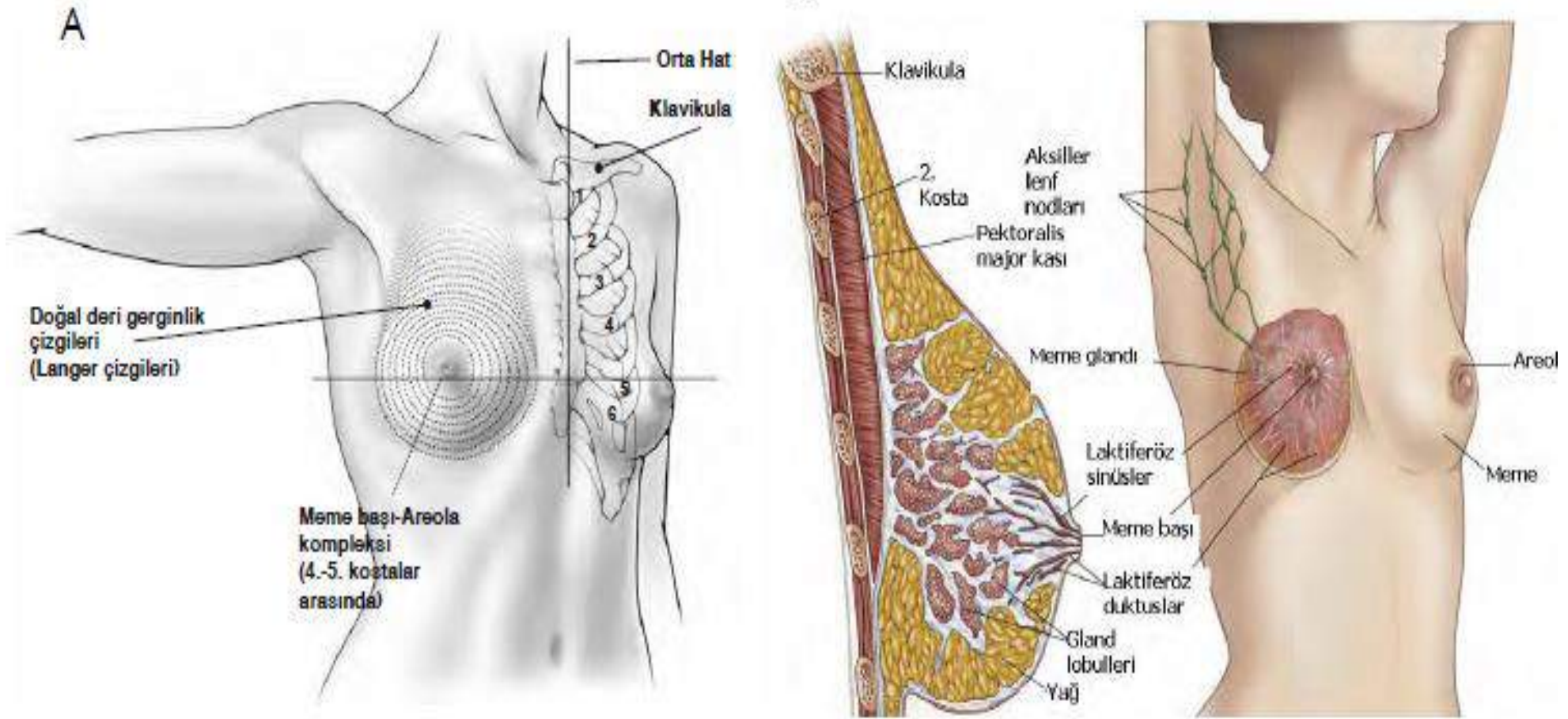


Meme kanseri bayanlarda kansere bağlı ölümlerde 2. sıklıkta

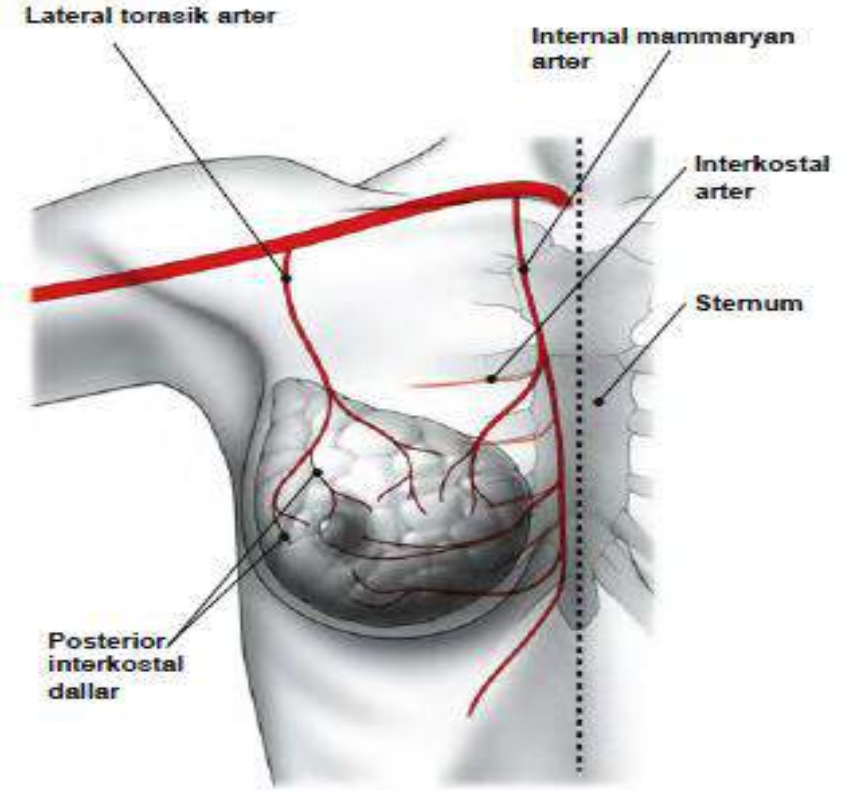
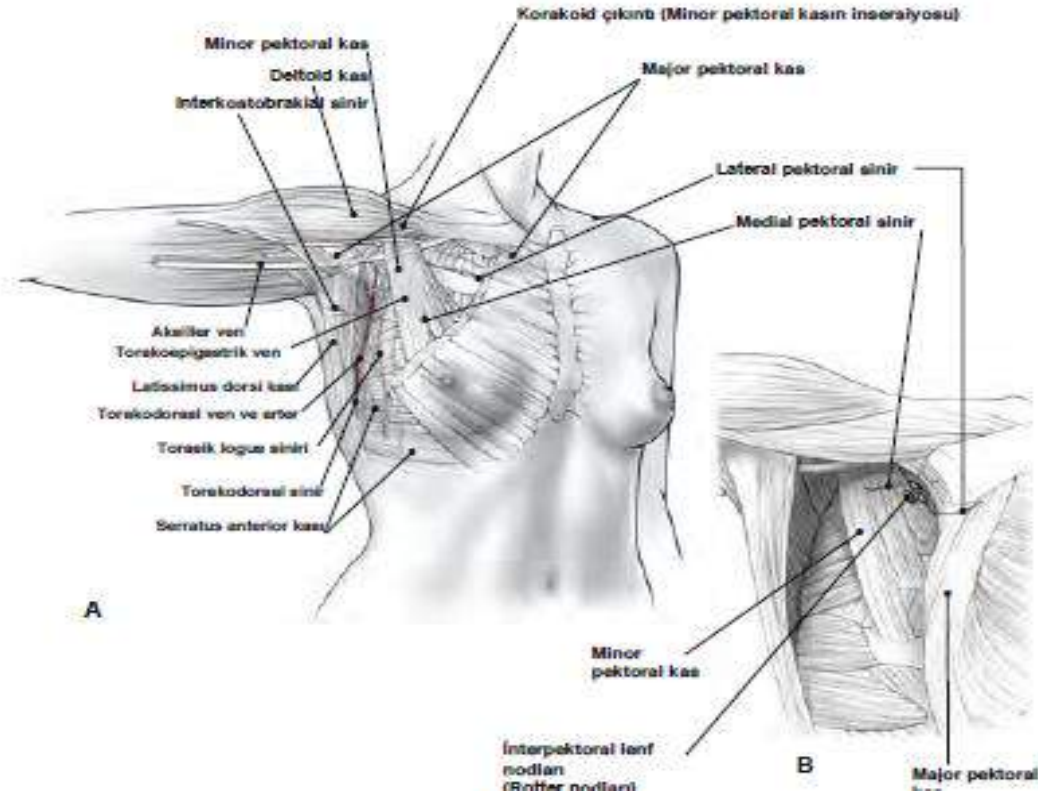
# Anatomi

- Kadın memesi, göğüs duvarında 2. ve 6. kosta arasında yerleşmiştir. Kadın memesi lob adı verilen 15-20 bölümden oluşan bölümlerden oluşur. Her lob kendisinden daha küçük boyuttaki lobüllerde sonlanır. Lobüller ise yine süt salgılama ile görevli süt keseciklerinde sonlanır. Bütün bu yapılar kanallar ile birbirlerine bağlanırlar.

# Anatomi

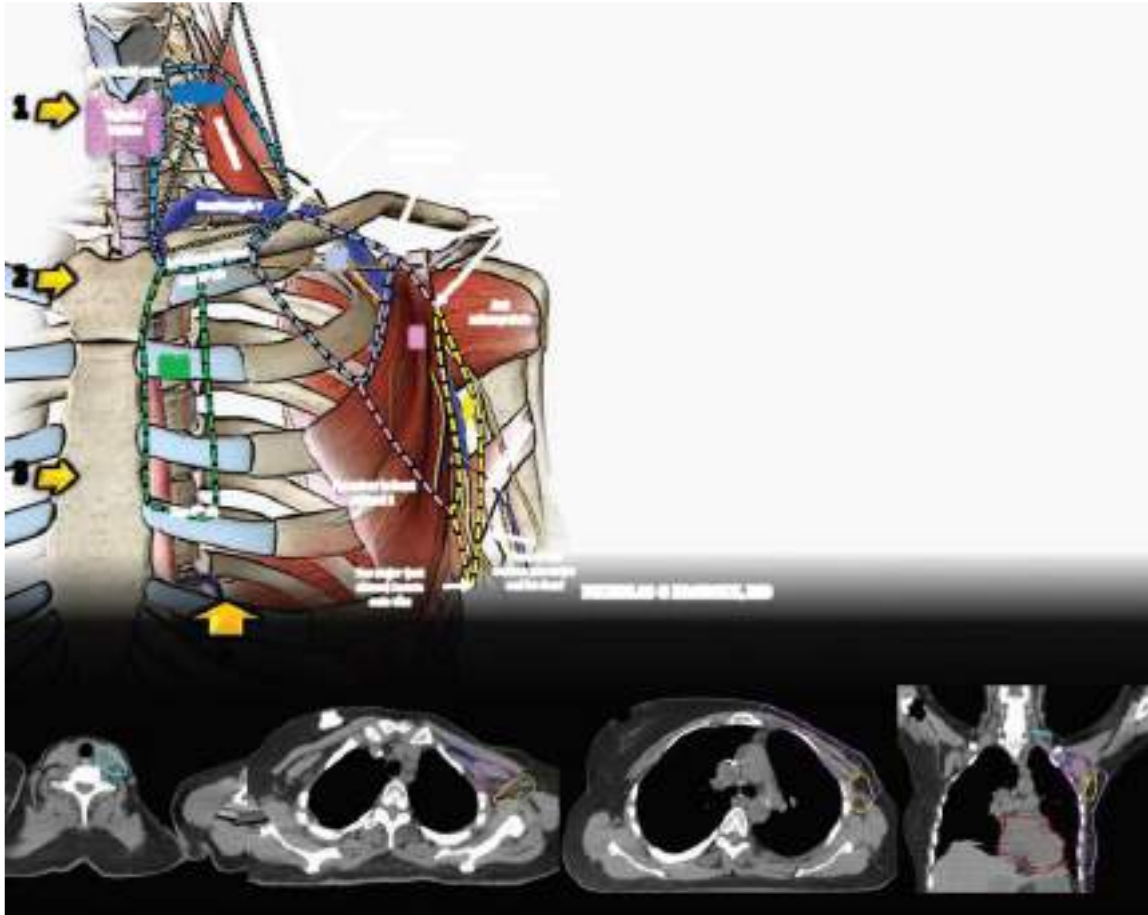


# Anatomi





# Aksiller Lenfatikler



Aksilla üç anatomik bölümden oluşur:

o Düzey I: Minor pektoral kasın lateralinde ve inferiorunda uzanır.

o Düzey II: Minor pektoral kasın altında uzanır. İnterpektoral lenf nodlarını (Rotter) içerir.

o Düzey III: Minor pektoral kasın medialinde ve superiorunda uzanır.İnfraklaviküler fossa olarak da adlandırılır.

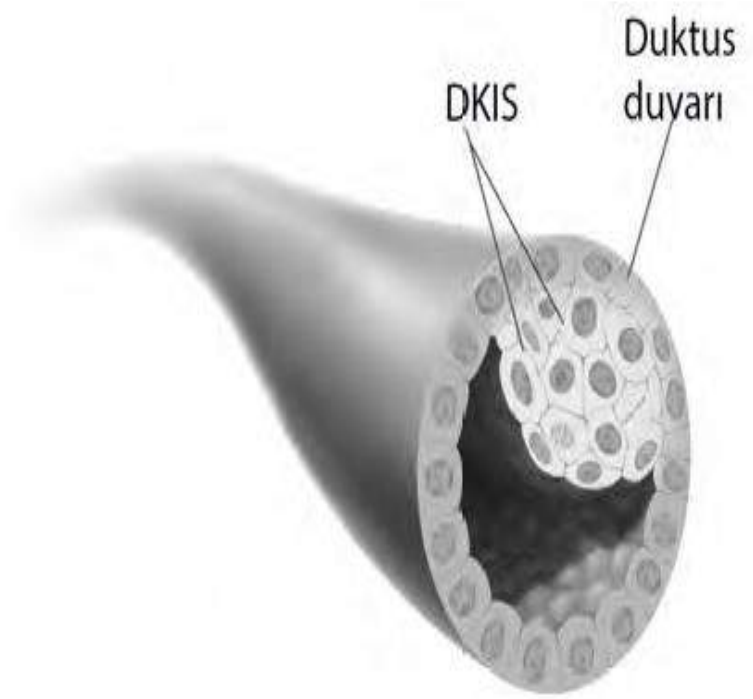
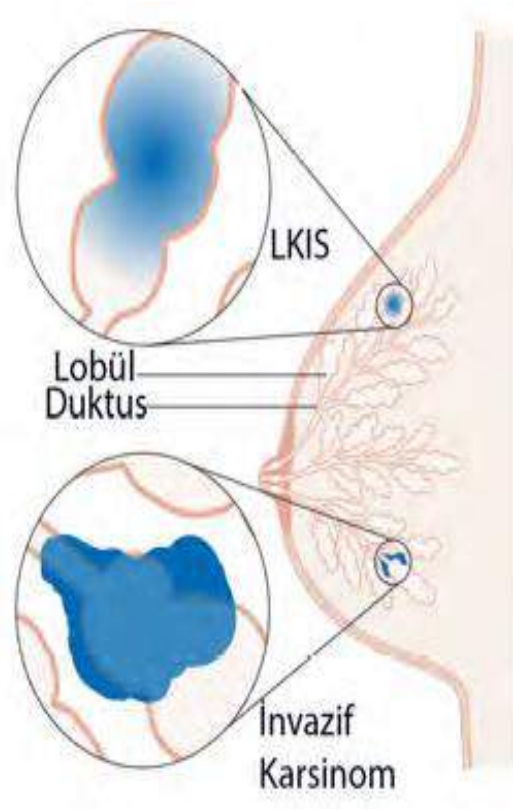
• İnternal mammaryan (IM) lenf nodları, internal mammaryan arter ve ven boyunca, sternum lateral kenarında bulunurlar.

o IM lenf nodlarının çoğu, 1.-4. dördüncü kosta arasındaki ilk üç interkostal aralıktabulunur.

# Patoloji

- **In situ duktal Karsinom (DKIS):** Duktus sistemi içinde sınırlı kalmış, invazyon göstermeyen malign epitelyal hücre proliferasyonunu tanımlar.
- Lezyonun yaygınlığı sadece bir ya da birkaç terminal duktal lobüler ünite ile sınırlı lokalize formdan, çok sayıda lobüler ünite veya segmenti tutan yaygın forma kadar değişkenlik göstermektedir.
- **İn situ lobüler karsinom (LKIS):** Tüm meme biyopsilerin yaklaşık %1 'ini oluşturan nadir bir lezyondur. Terminal duktus lobüler uniti içinde proliferasyon olarak, bu üniteyi dolduran ya da distorsiyona uğratan uniform hücrelerden oluşmaktadır
- **Paget Hastalığı:** Memenin Paget hastalığı Sir James Paget tarafından aydınlatılmış olup; epidermis içerisinde malign epitelyal meme kanseri hücrelerinin varlığı ile karakterizedir





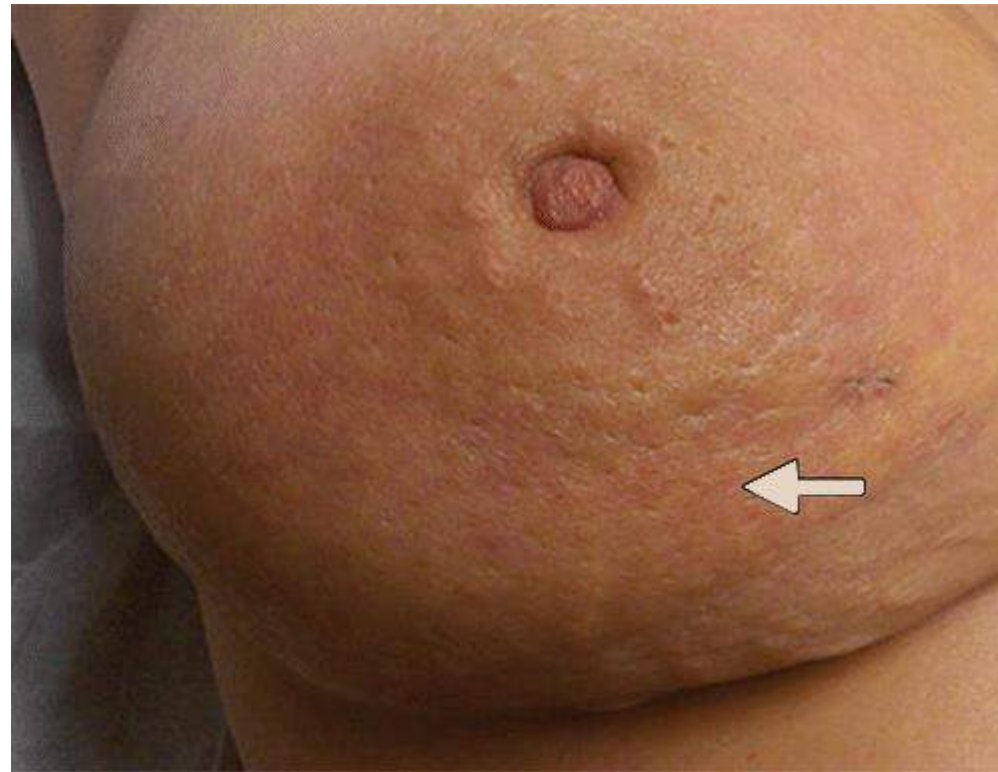
# Patoloji

- Meme malign tümörlerinin önemli bölümü adenokarsinomlardır ve bunların memenin terminal duktal/ lobuler ünitesinden köken aldığı kabul edilmektedir.
- Skuamöz hücreli karsinom, phyllodes tümör, sarkom ve lenfoma gibi adenokarsinom dışı malign tümörler ise %5'den az bir grubu oluşturmaktadır.
- **İnvaziv duktal karsinom:** İnvaziv meme kanserlerinin en sık tipidir ve invaziv olguların yaklaşık % 70-80'inde saptanır.
- Mikroskopik olarak kord ve yuvalarla (nest) karakterizedirler.
- **İnvaziv lobuler karsinom:** İnvaziv meme kanserlerinin yaklaşık% 8'ini oluştururlar.
- Mikroskopik olarak, meme stroması ve adipoz dokuda küçük hücrelerle karakterizedirler.
- **Mikst duktal / lobuler karsinom:** İnvaziv meme kanserlerinin yaklaşık % 8'ini oluştururlar

# Patoloji

- **İnflamatuvar karsinom:** İnvaziv meme karsinomlarının özel bir klinik prezentasyonudur.
- Yaygın dermal lenfatik invazyon sonucunda lenfatik drenaj bozulur ve deride ödem eritem, endurasyon, hassasiyet ve portakal kabuğu görünümü oluşur.
- İnflamatuvar bir durumu taklit etmesi nedeniyle bu isim verilmiştir.
- Mikroskopik olarak herhangi bir inflamatuvar tablo yoktur.
- Altta yatan invaziv karsinom genellikle yüksek gradlı invaziv duktal karsinomdur.

# Peau d'orange



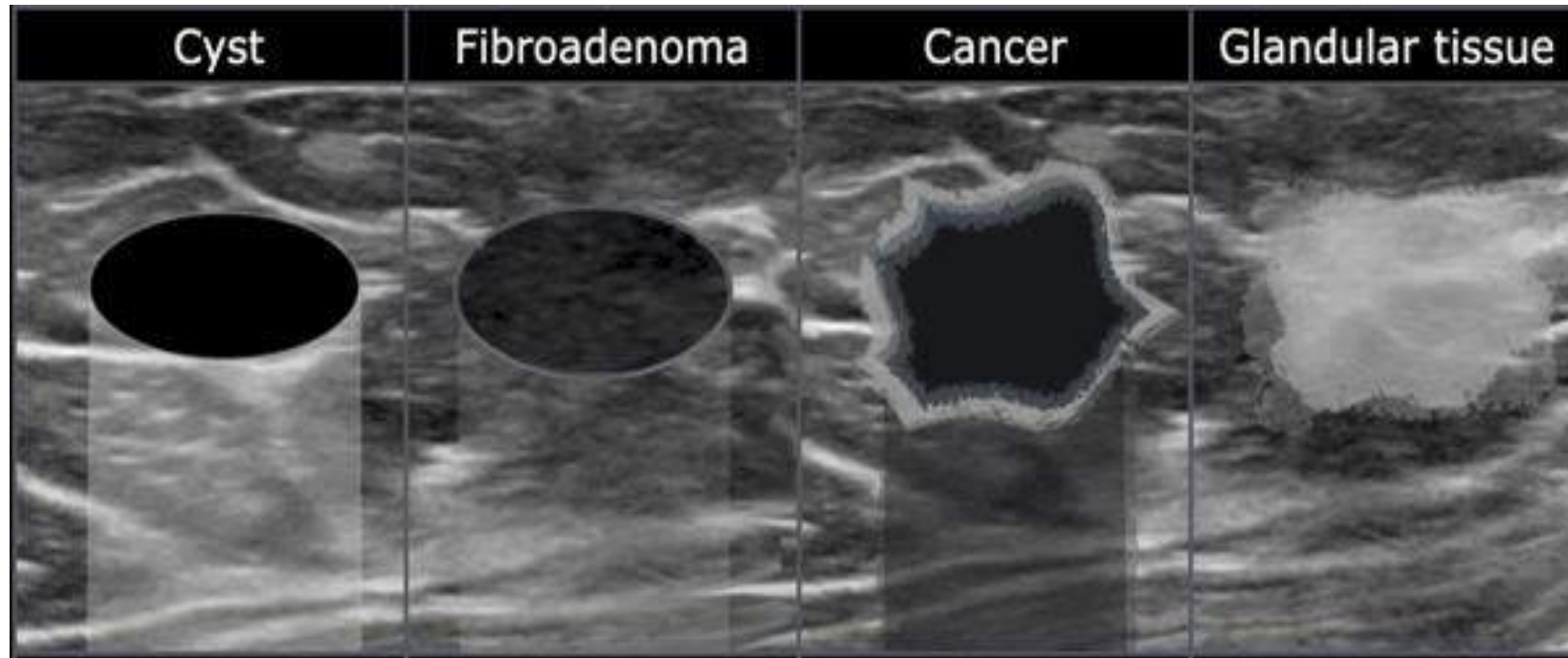
# Semptomlar

<b>Kitle</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Hareketsiz</li><li>• Ağrısız</li><li>• Tek taraflı ve sürekli</li><li>• Sınırları kısmen belirlenebilir</li><li>• Şekilsiz ve zor palpe edilir</li></ul>
<b>Ağrı</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Başlangıçta %90 oranında ağrısızdır. Ağrı geç dönemde oluşur</li></ul>
<b>Meme başı akıntısı</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Pek sık rastlanmaz.</li><li>• Tek taraflı</li><li>• Genellikle kanlıdır</li></ul>
<b>Forgue belirtisi</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Tümör taşıyan göğsün yukarıda, dik ve dolgun olmasıdır. Memenin üst kadranlardaki kanserlerinde meme başının kitleye doğru çekilmesiyle olur.</li></ul>

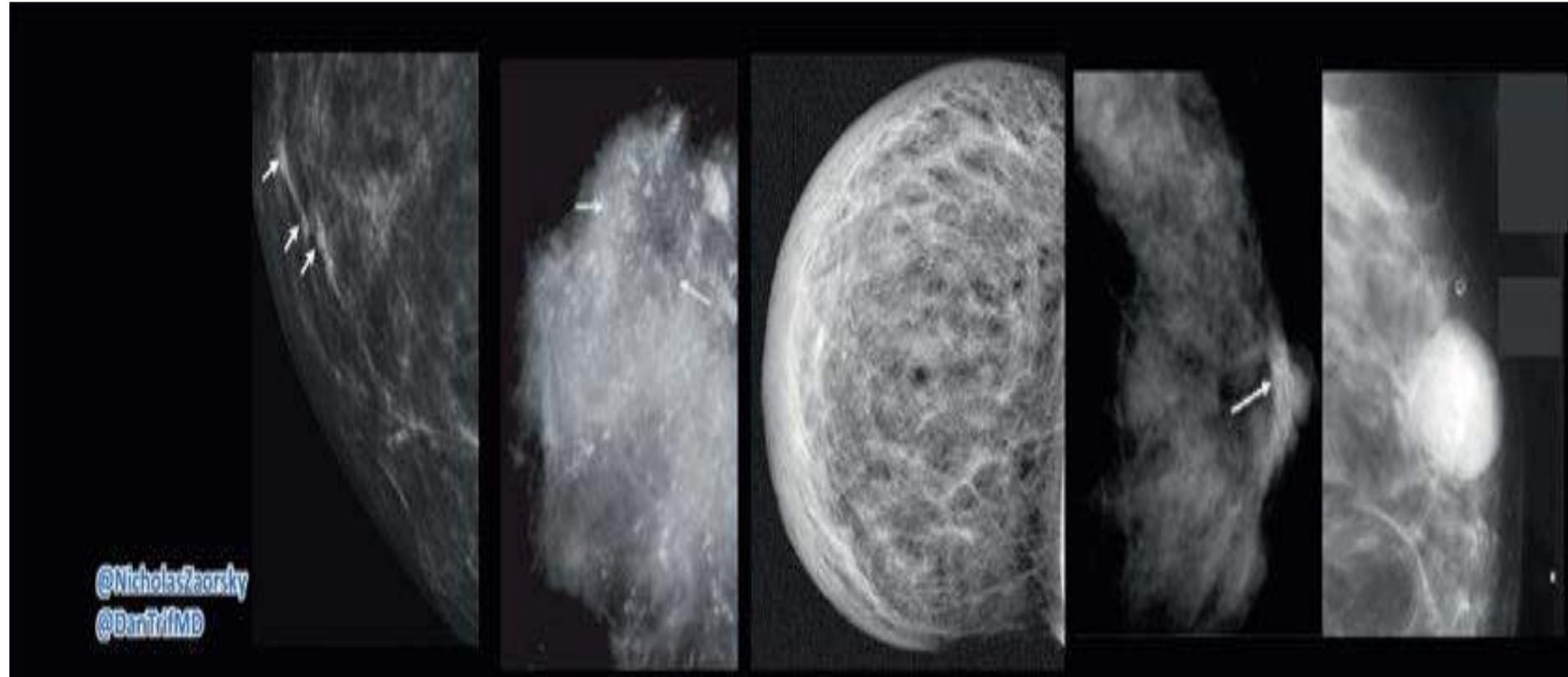
# Semptomlar

<b>Meme üzerindeki deride ödem</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Tümör hücreleri, Cooper ligamentlerindeki lenf damarlarında ilerleyerek derinin yüzeysel lenf damarlarına ulaşır. Lenfler tıkanır, lenf dolaşımı bozulur ve deride sınırlı ödem oluşur</li></ul>
<b>Meme başında retraksiyon veya çökme</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Tümör'ün büyüyüp meme başını tutması sonucunda oluşur.</li></ul>
<b>Üst kolda anormal şişlik</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Lenfatik yolun tıkanması sonucu lenf dolaşımı bozulur ve kolda lenf ödem oluşur.</li></ul>
<b>Aksiler Lenf nodlarında büyüme</b> <b>Deride ülserasyon ve eritem</b>	

# USG

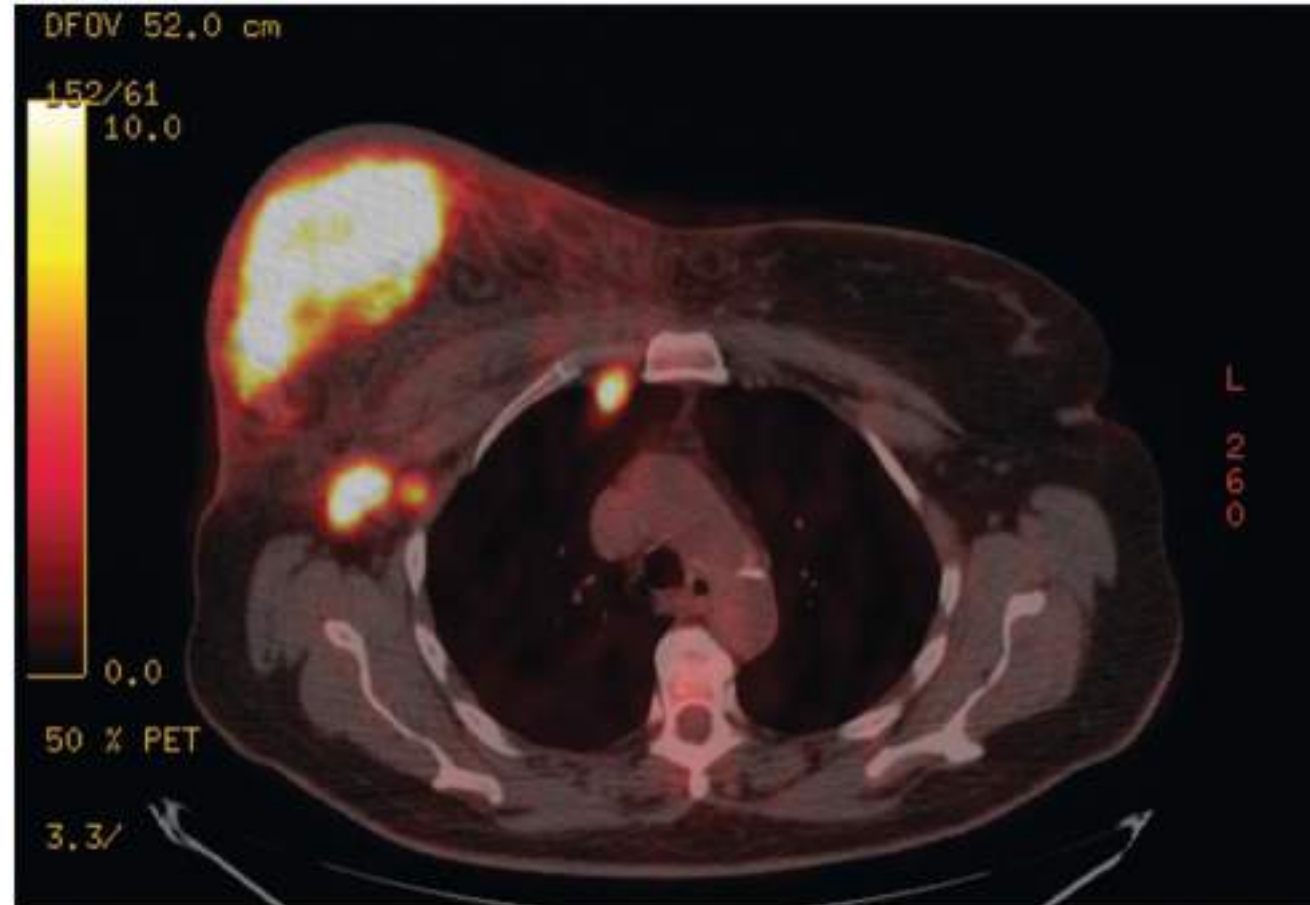


# Mamografi

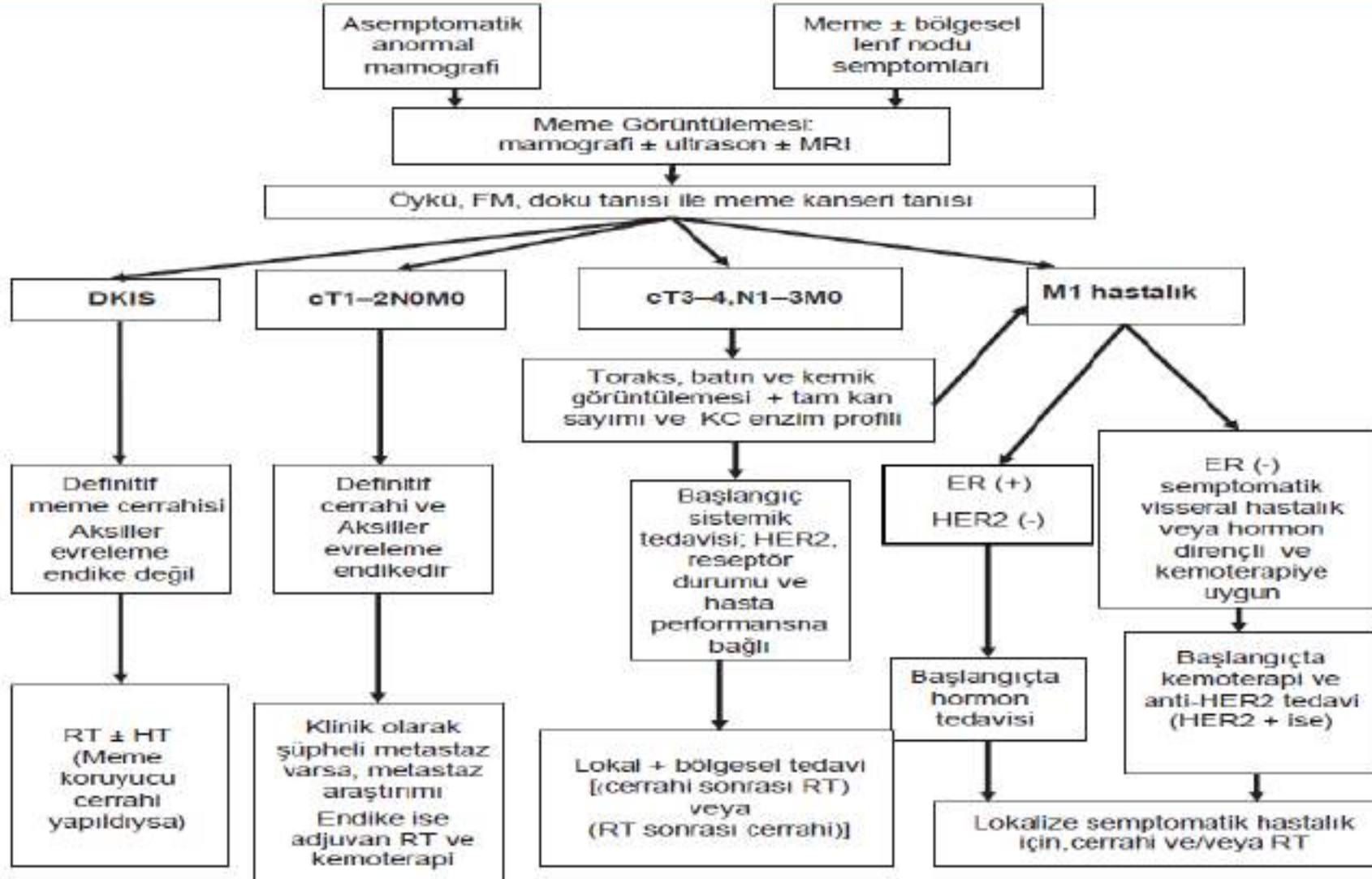




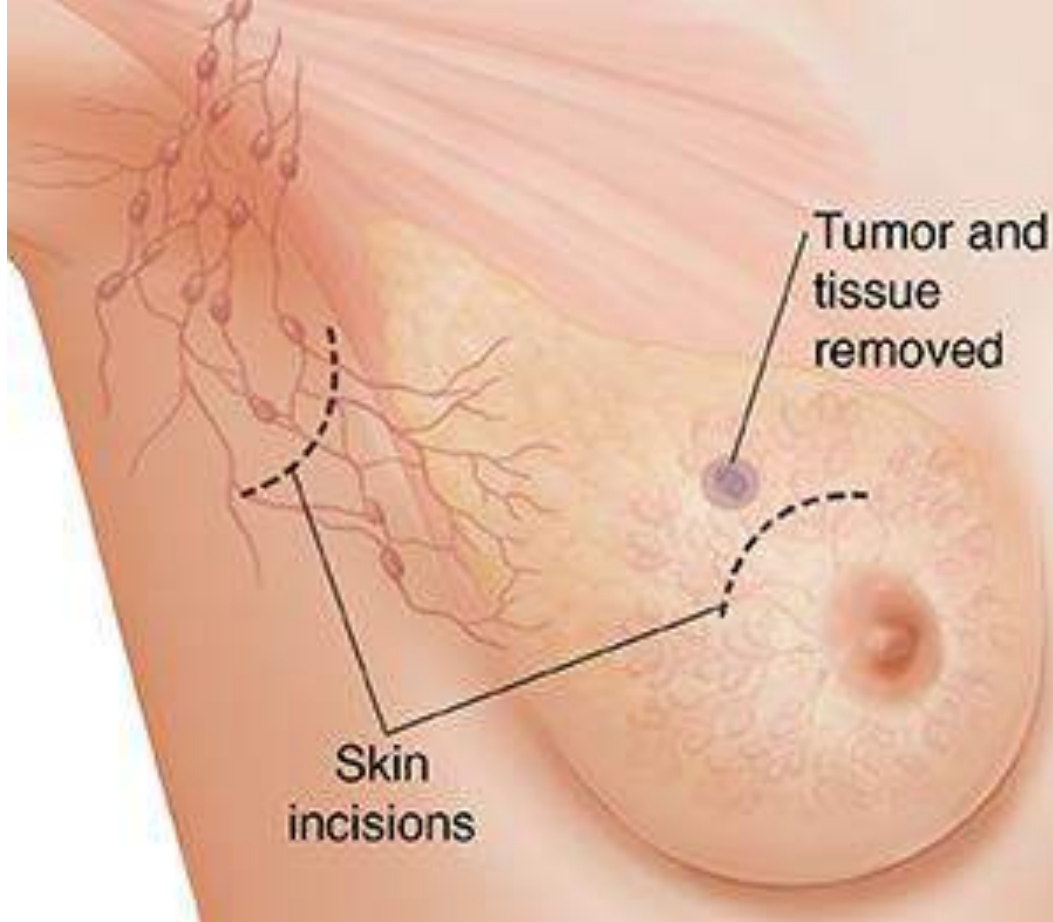
# PET-BT



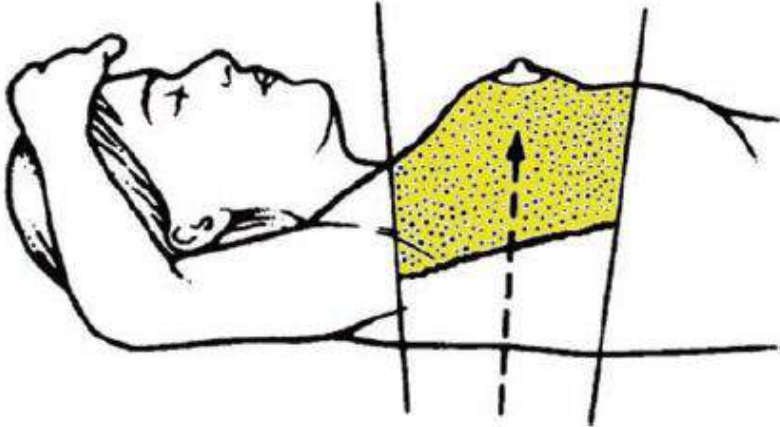
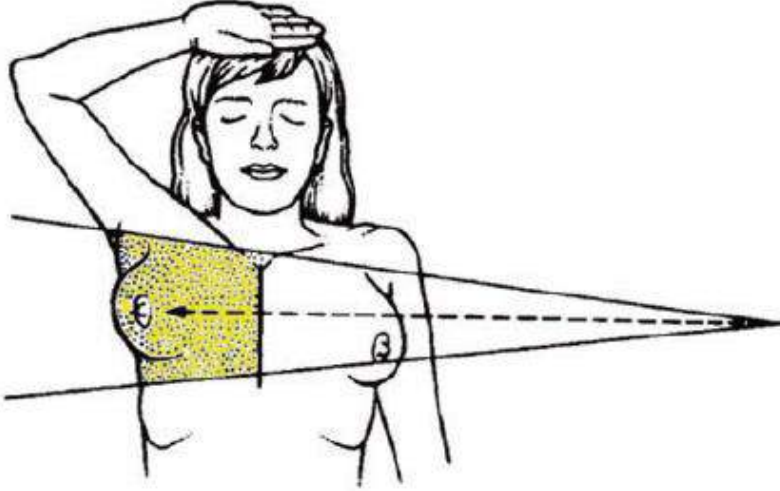
# Tedavi



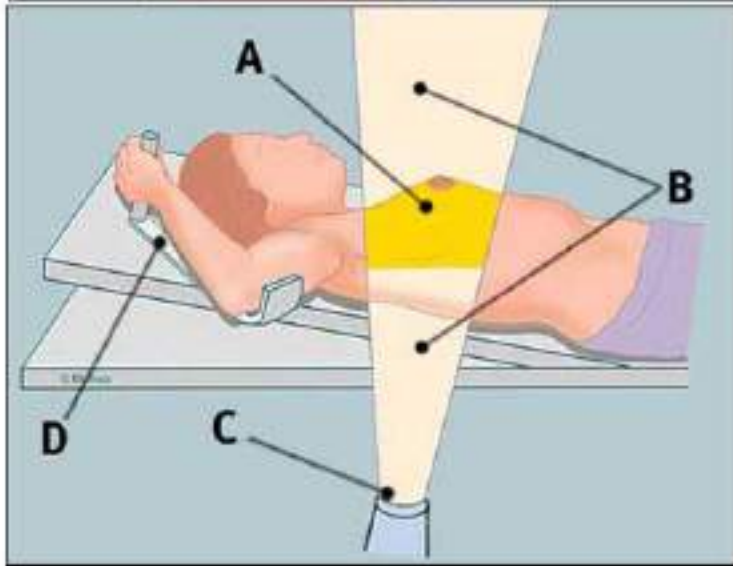
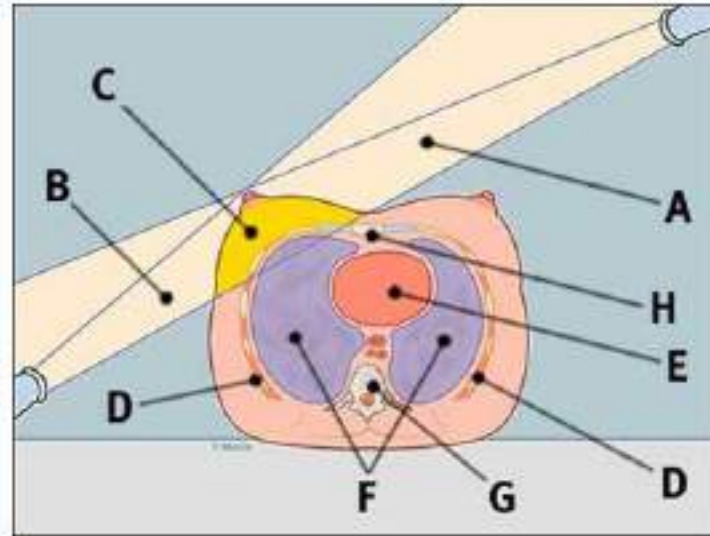
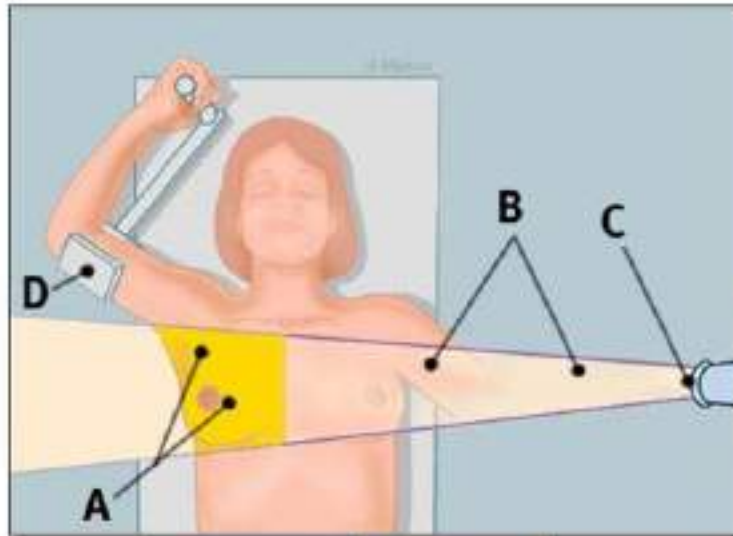
# Erken evrede (Evre I-IIA) meme koruyucu cerrahi -lumpektomi



## Breast Board

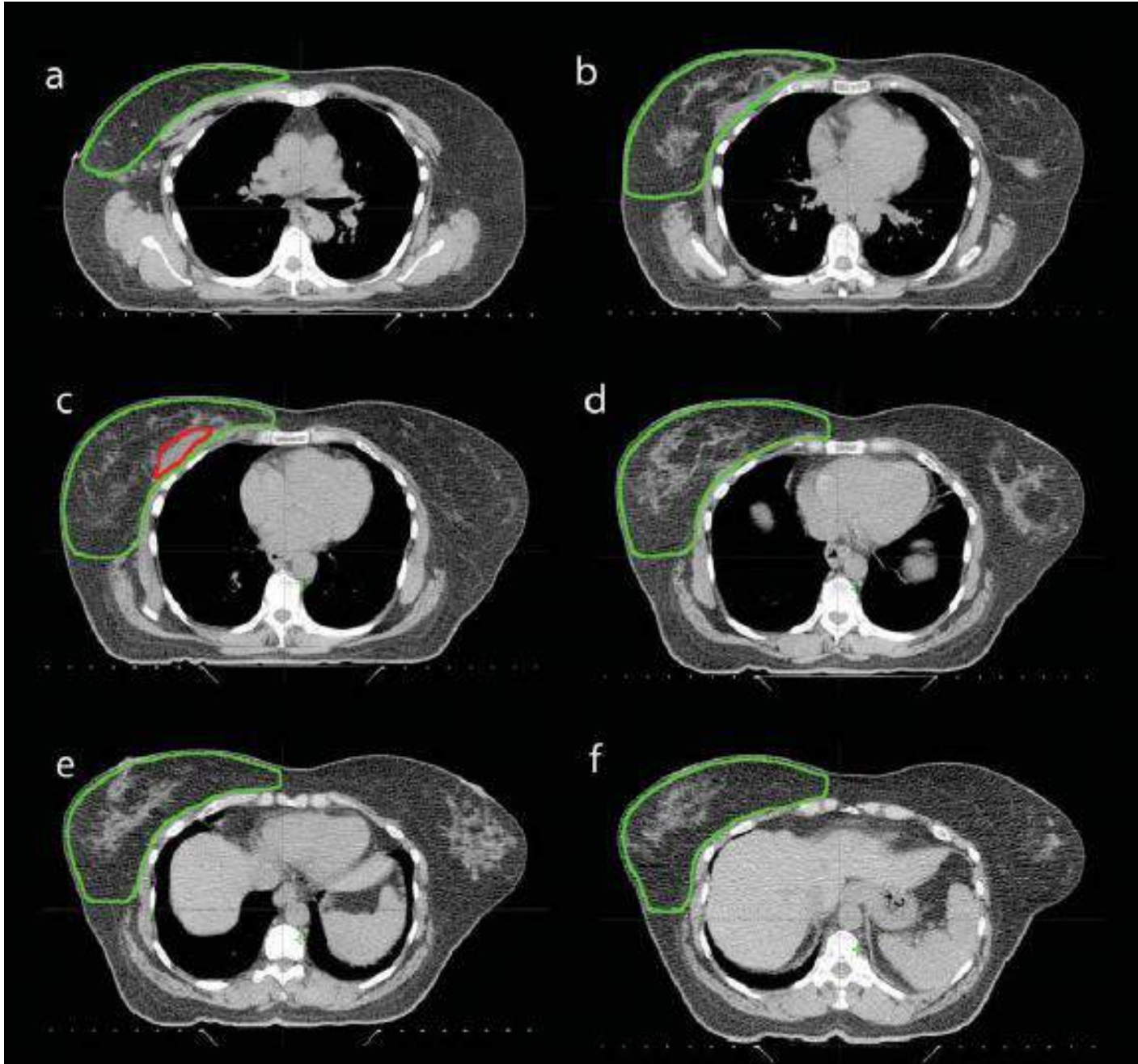


Hasta meme borduna supin pozisyonda yatırılır  
Meme bordu göğüs duvarı eğimini düzeltmek için kullanılır  
Baş karşı tarafa çevrilir  
Tedavi tarafında kol baş üstünde



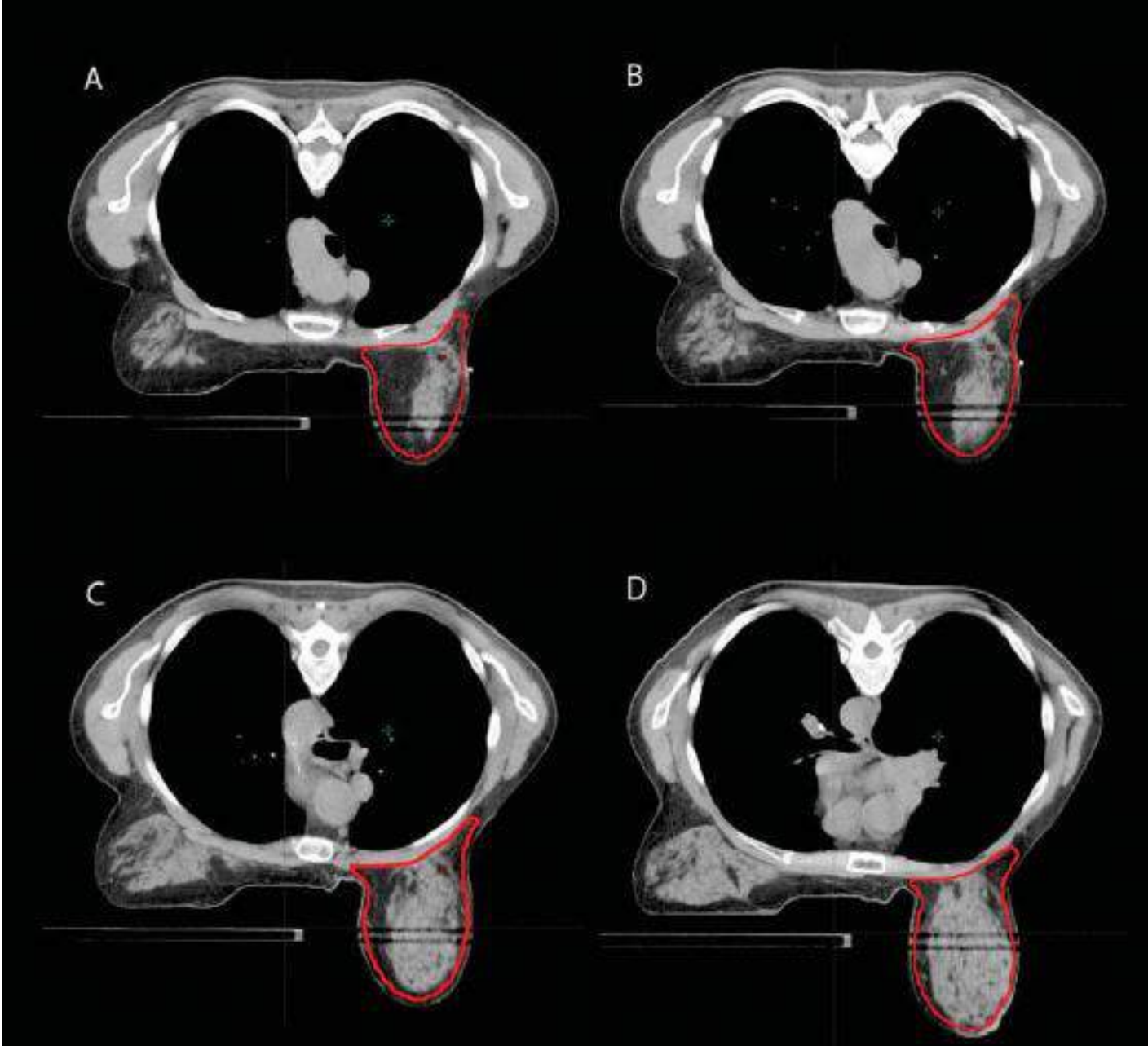
Tangential fields





Meme koruyucu cerrahi sonrası  
Radyoterapi kontrolaması

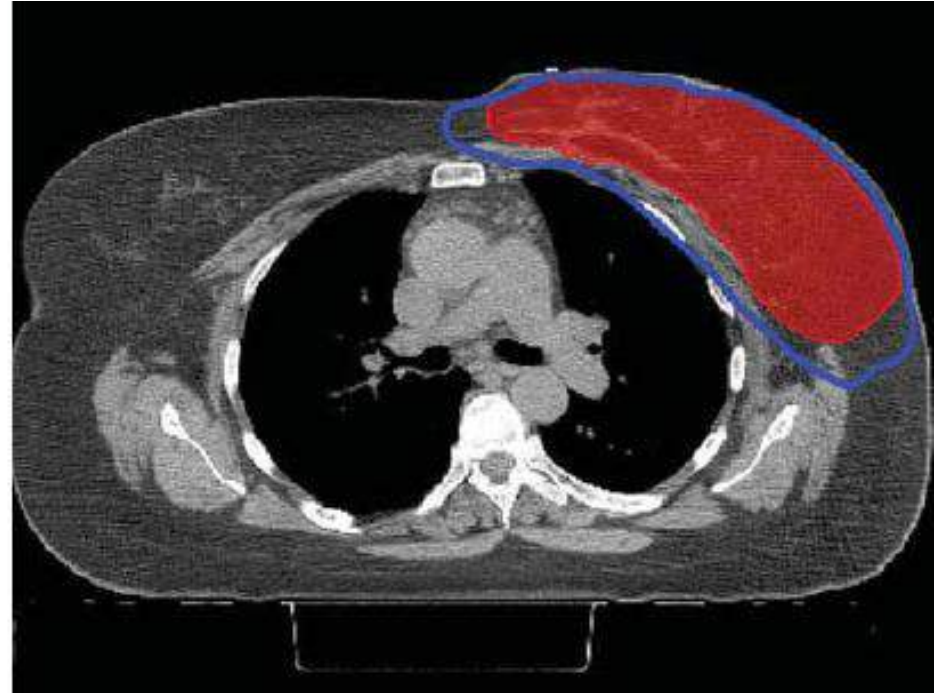
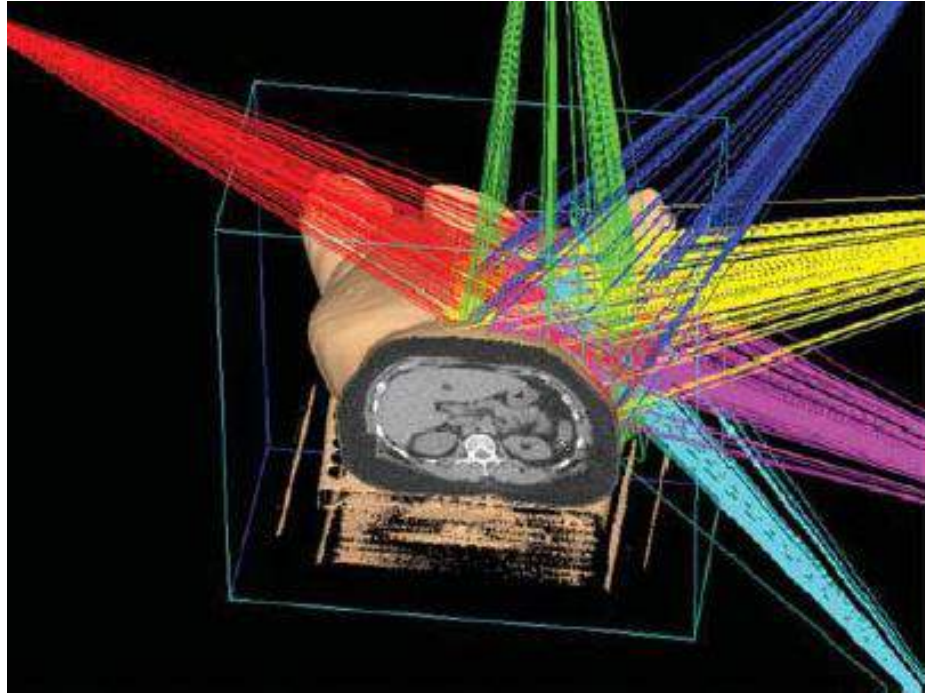
Hasta supin pozisyonda



Meme koruyucu cerrahi sonrası  
Radyoterapi kontrolması

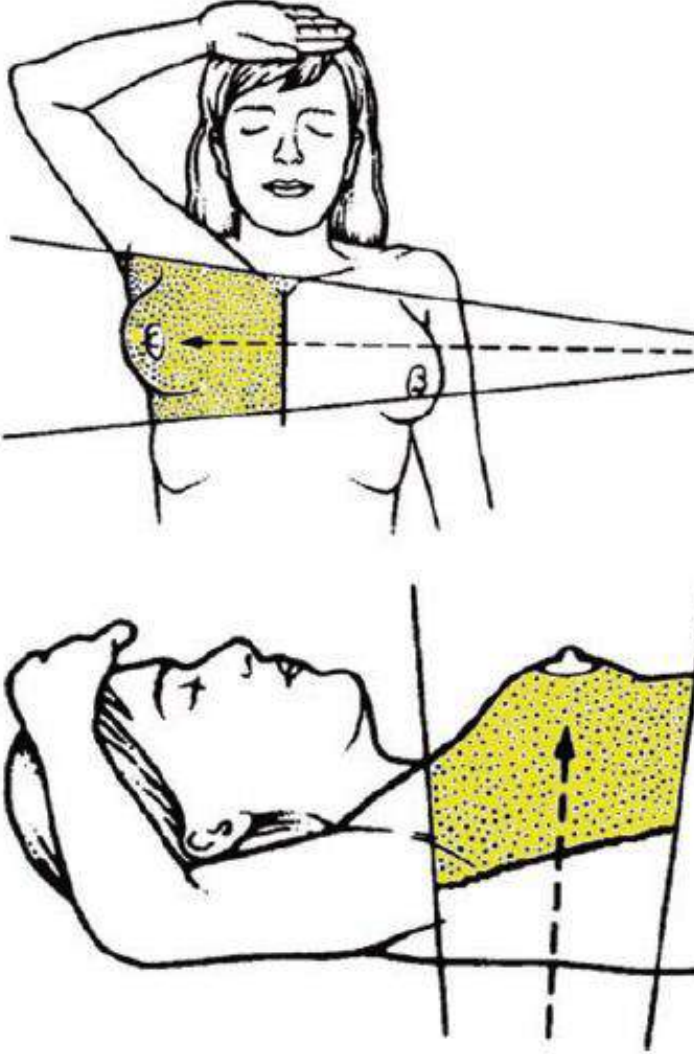
Hasta prone pozisyonda  
Normal dokuların geniş tedavi  
alanına girmemesi için **meme  
hacmi büyük olanlarda prone  
pozisyon tercih edilir.**

# Meme koruyucu cerrahi sonrası IMRT

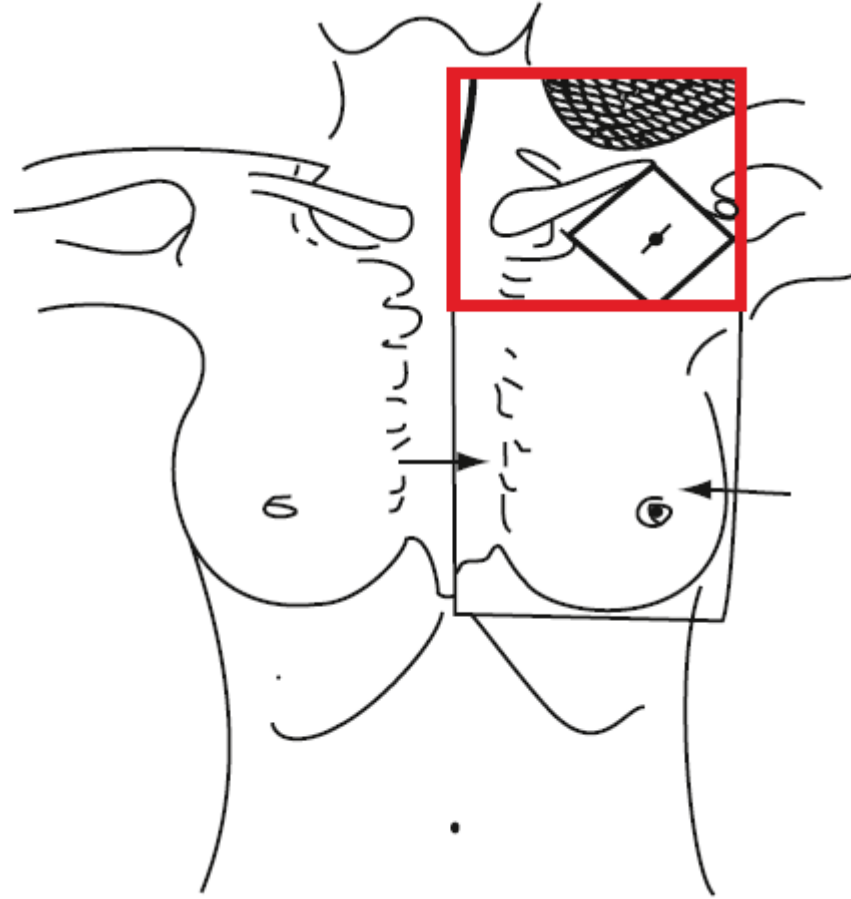




# Tedavi volümü; meme koruyucu cerrahi sonrası



Meme alanı



Supraklavikular alan

Medial sınır: göğüs duvarı orta çizgisi,

Lateral sınır: aksilla orta çizgisi,

Alt sınır: meme dokusunun 2 cm altı

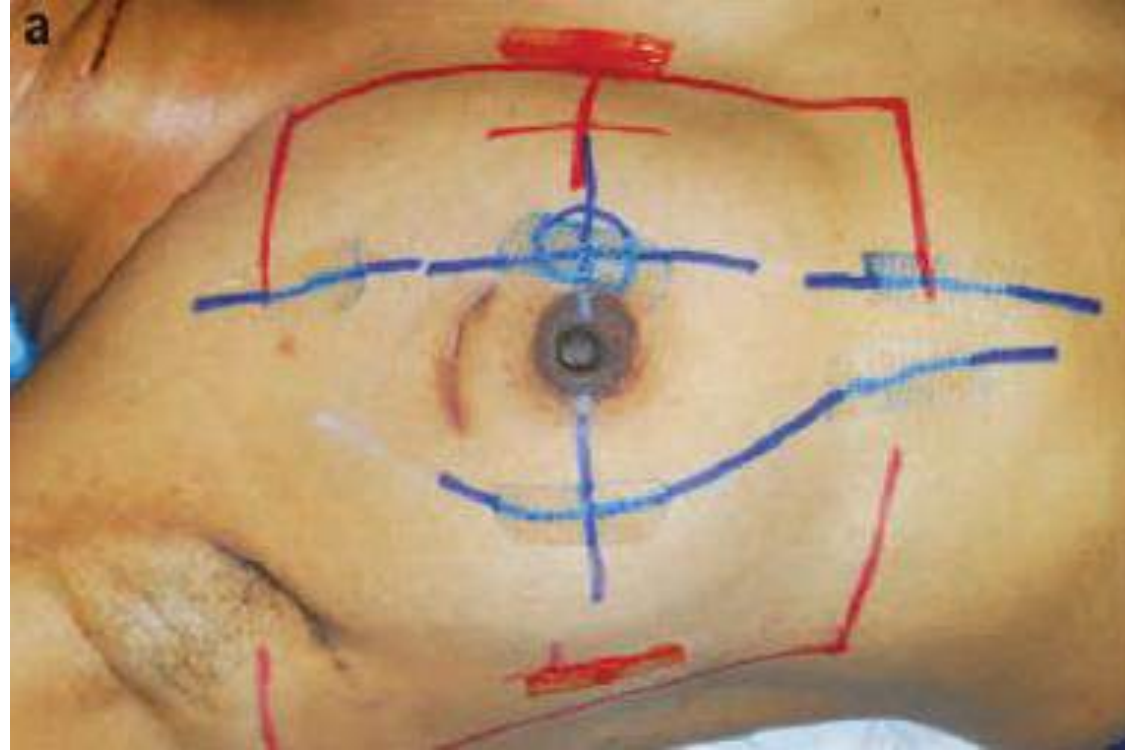
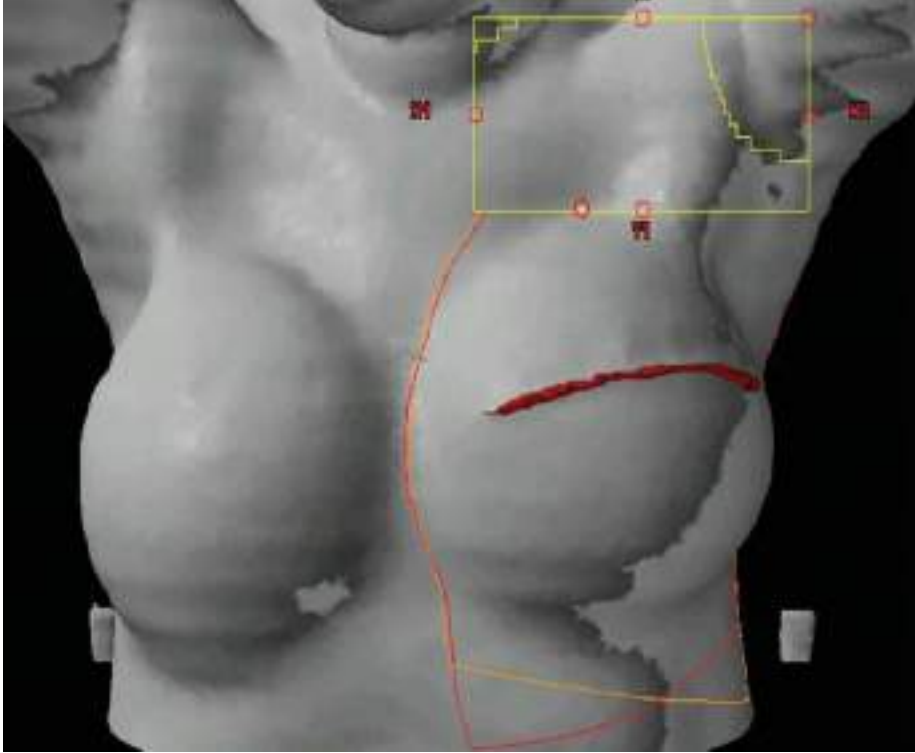
Üst sınır:

-supraklavikular bölge tedavi ediliyorsa  
bu alanın alt sınırı (2. interkostal aralık),

-supraklavikular bölge tedavi  
edilmiyorsa meme dokusunun bitimi  
olan klavikula başı.

Meme ön kısmında ise 2 cm'lik fall off  
oluşturulmuştur.

# Meme koruyucu cerrahi sonrası Radyoterapi



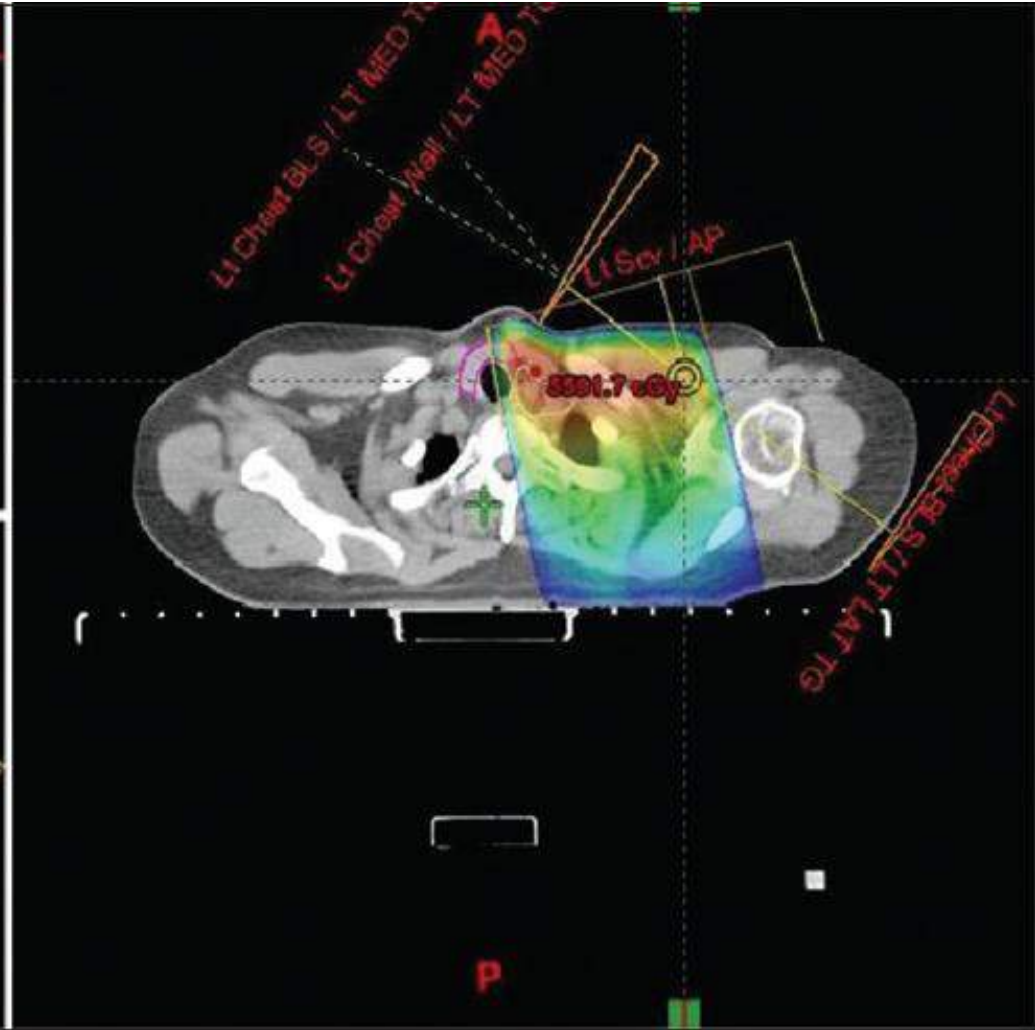
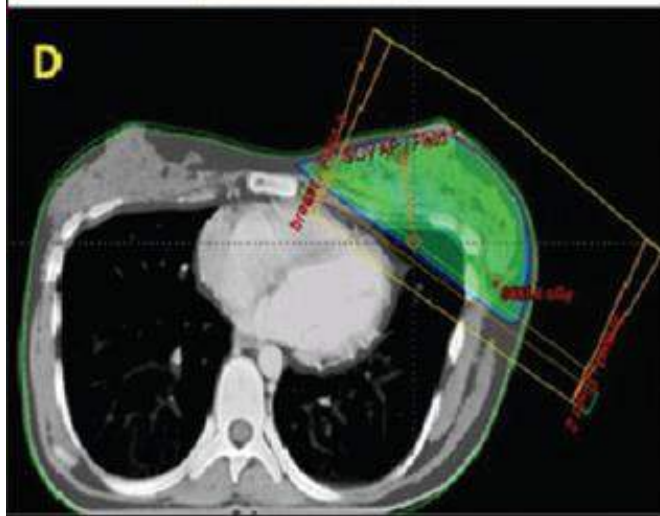
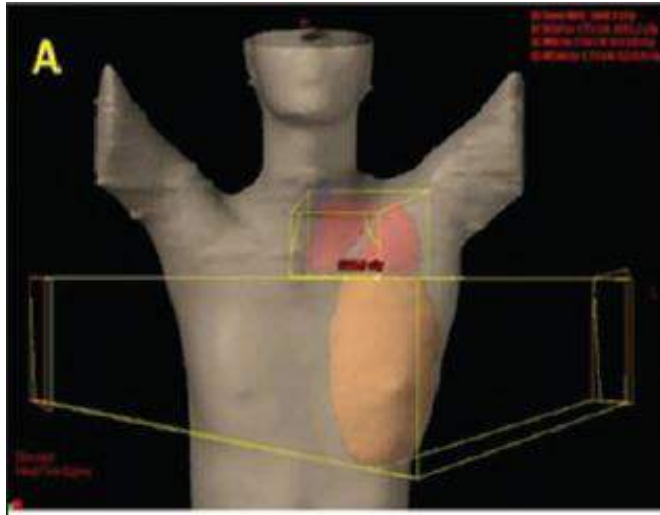
6 MV enerji kullanılır

Meme alanı tanjansiyel alanlarla, supraklavikular alan ön-arka şeklinde tedavi edilir.

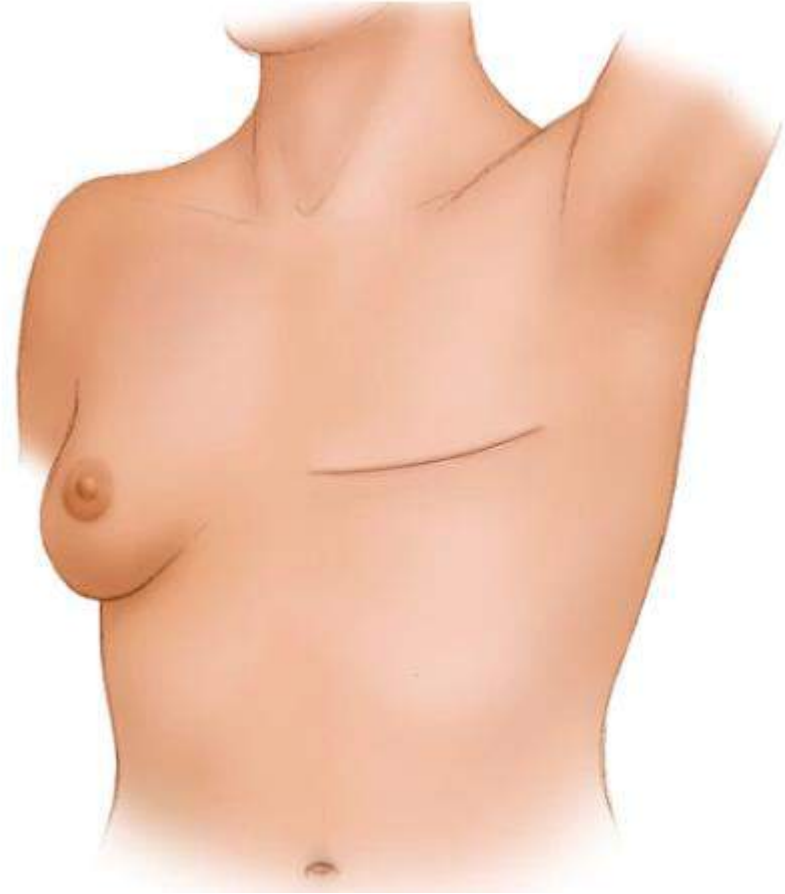
Meme bölgesine 50 Gy/25 fraksiyon sonrası cerrahi kaviteye 10 Gy boost eklenir.

Supraklavikular bölgeye 50 Gy/25 fraksiyon

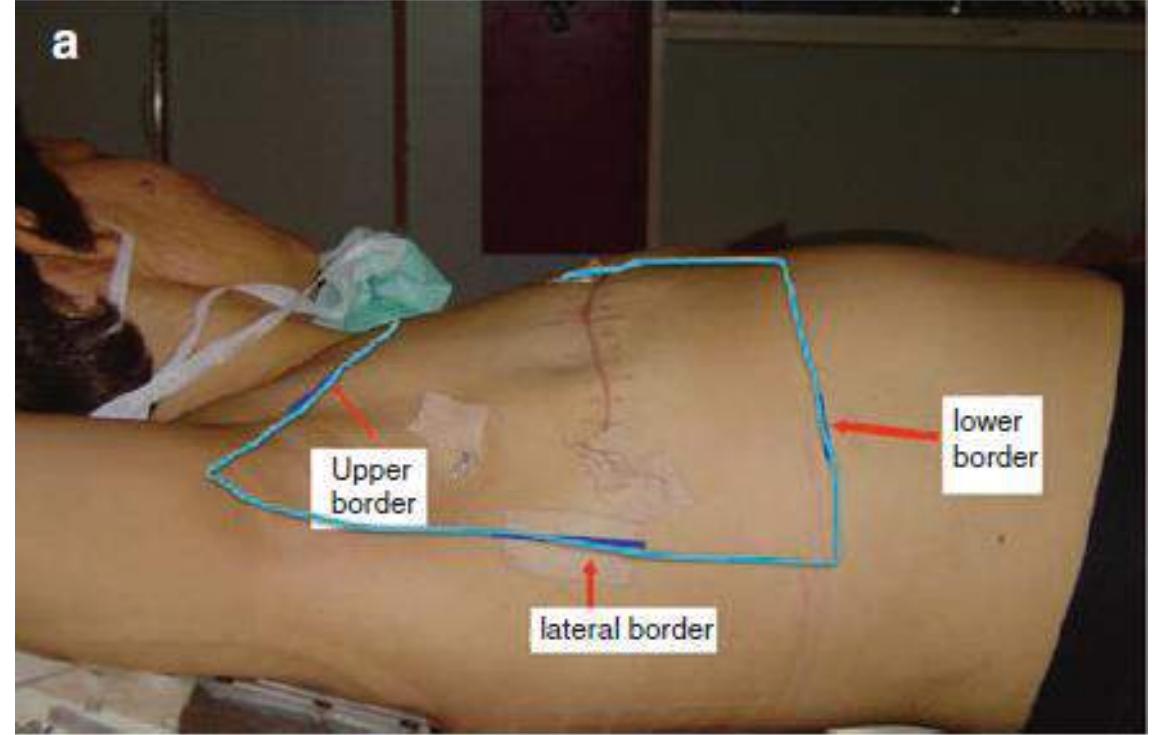
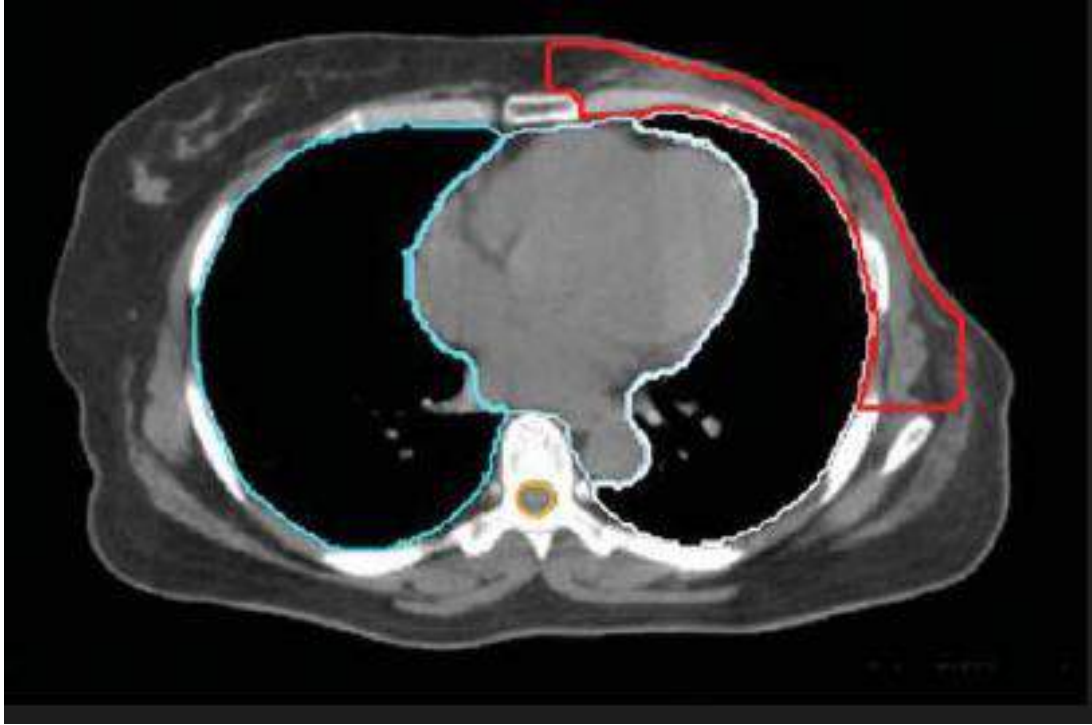
Günlük 2 Gy



# Lokal ileri evrede (evre IIB-III) Mastektomi



# Mastektomi sonrası göğüs duvarı Radyoterapisi



6 MV enerji kullanılır

Meme alanı tanjansiyel alanlarla, supraklavikular alan ön-arka şeklinde tedavi edilir.

Meme bölgesine 50 Gy/25 fraksiyon

Supraklavikular bölgeye 50 Gy/25 fraksiyon

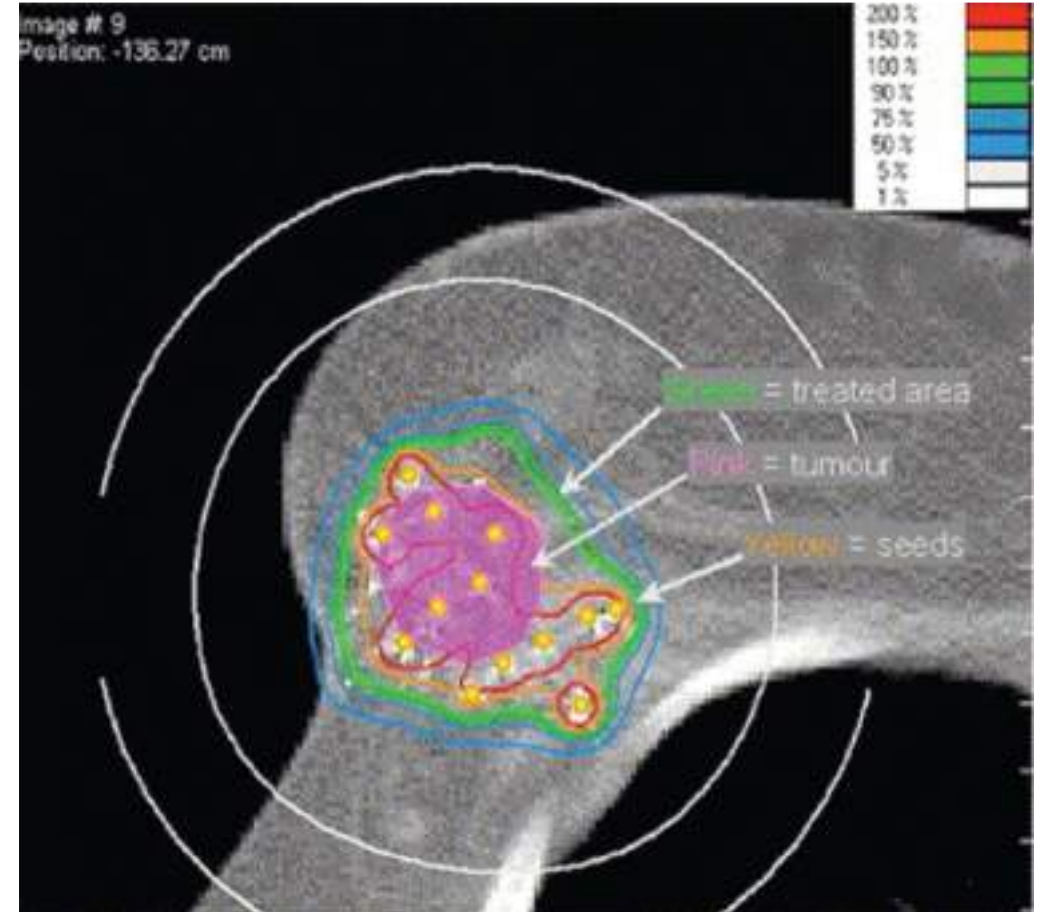
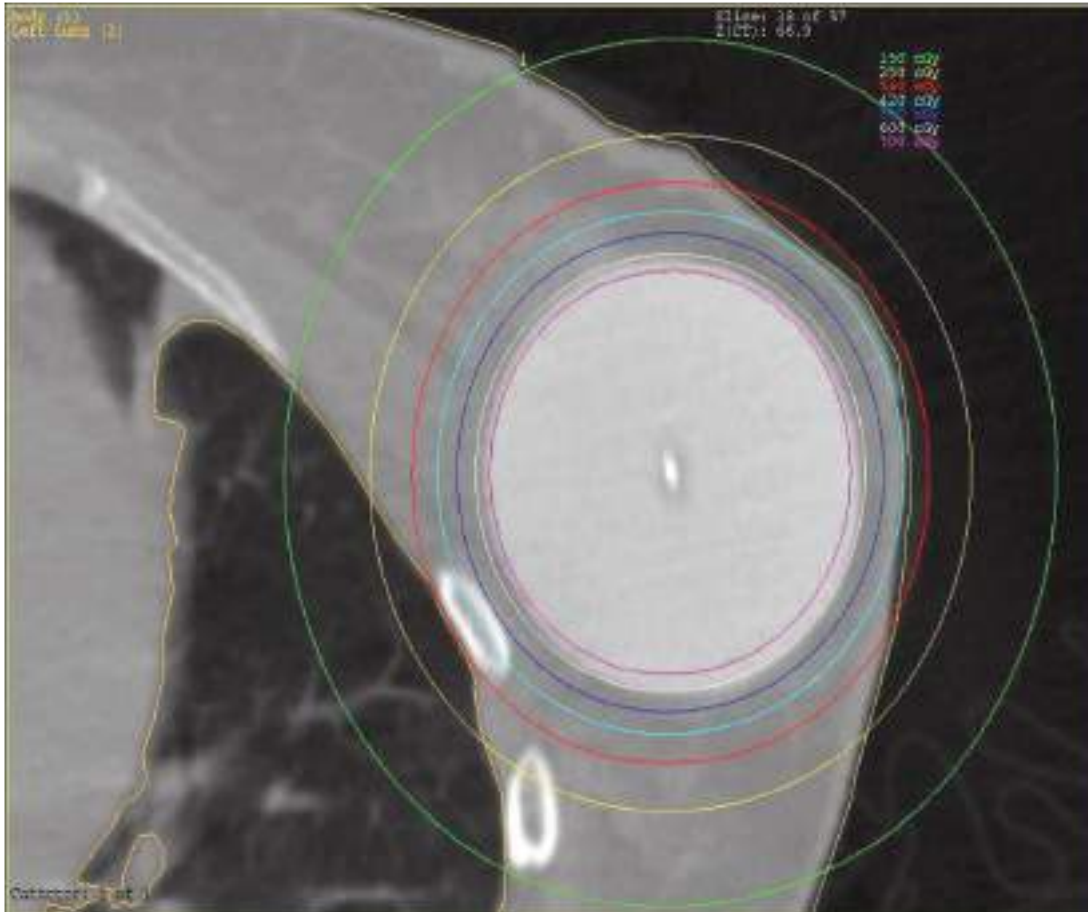
Günlük 2 Gy



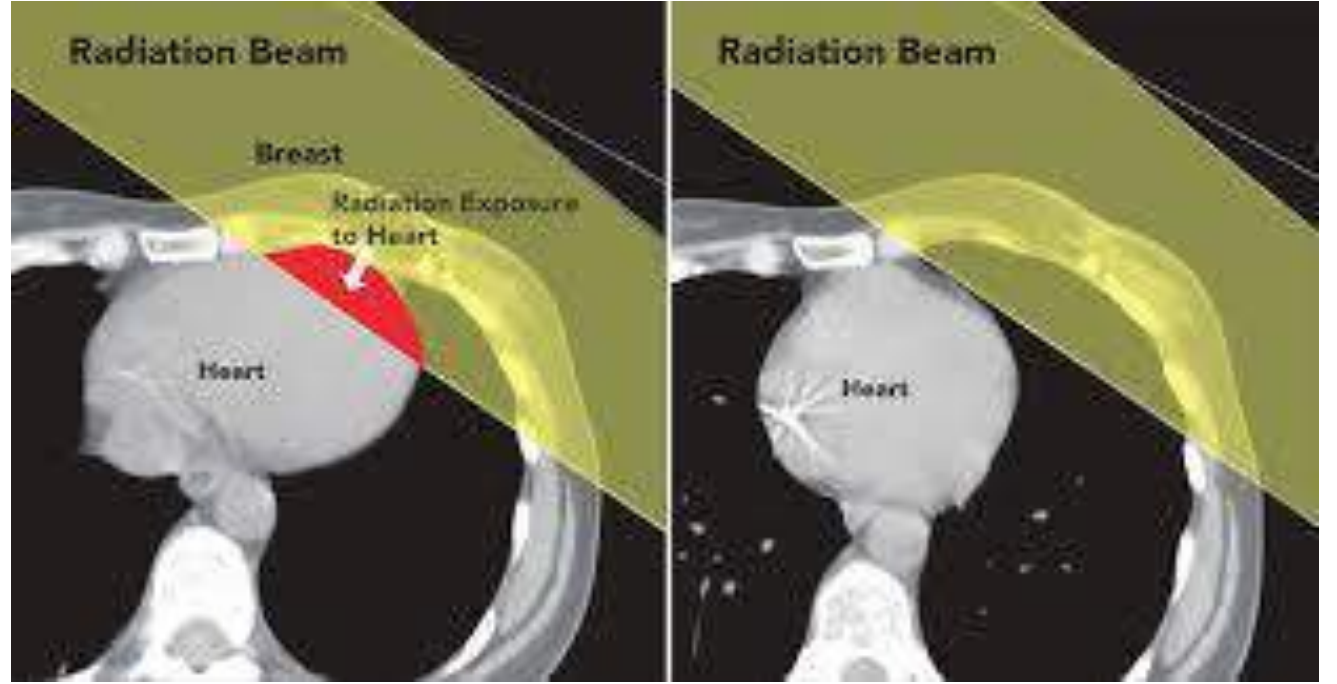
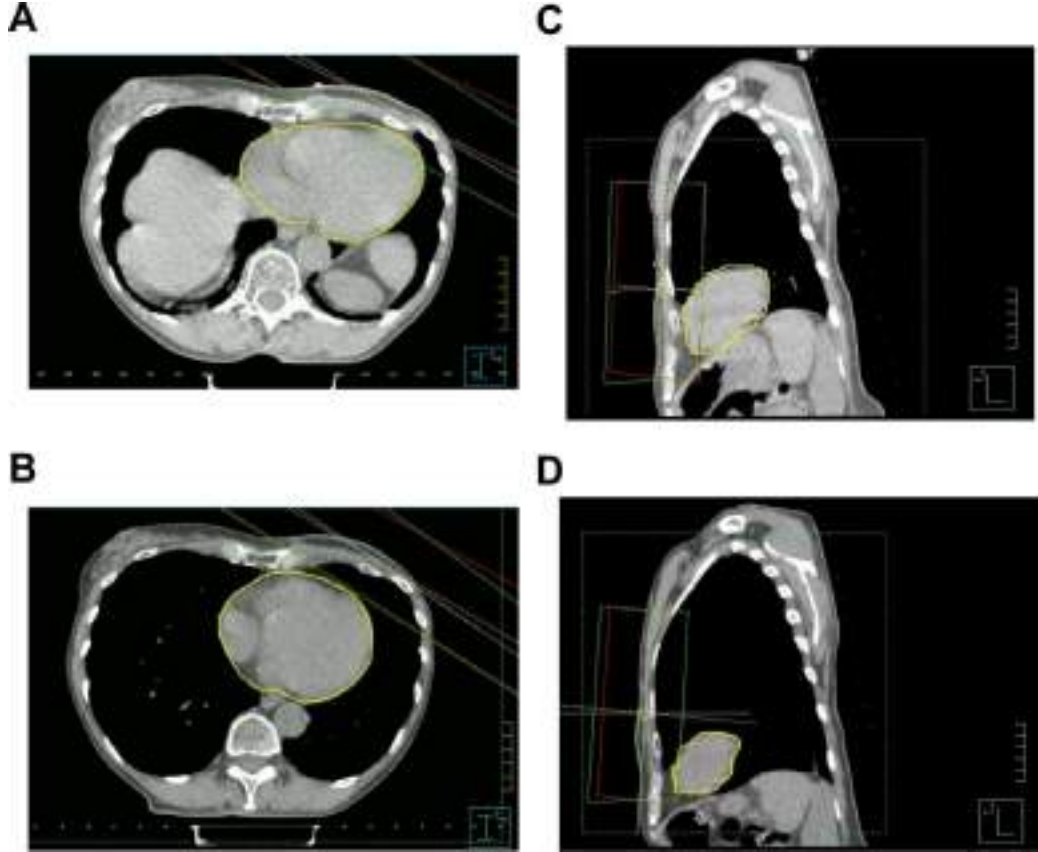
# RT Dozları

- **Doz / Fraksiyonasyon**
- PTVmeme: 50 Gy/25 fx (2 Gy/fx)'dir.
- PTVboost: 10 Gy/ 5 fx, 12 Gy/6 fx veya 14 Gy/7 fx
- PTVpostmastektomi: 50–50.4 Gy, 1.8–2 Gy /fx'dir.
- • **Hipofraksiyone RT**
- 42.5 Gy/16 fx (2.67 Gy/fx)'dir.
- • **Akselere Parsiyel Meme RT (APBI)**
- 3D veya IMRT:38.5 Gy/10 fx, 3.85 Gy/fx, günde 2 fx, 5 tedavi gününde verilir.
- Balon veya interstisyel Brakiterapi: 34 Gy/fx, günde 2 fx, 5 tedavi gününde verilir.

# Balon ve paladyum-103 implant Brakiterapisi



Nefes tutma tekniği- kalp ve akciğer dozlarını azaltmak için kullanılır





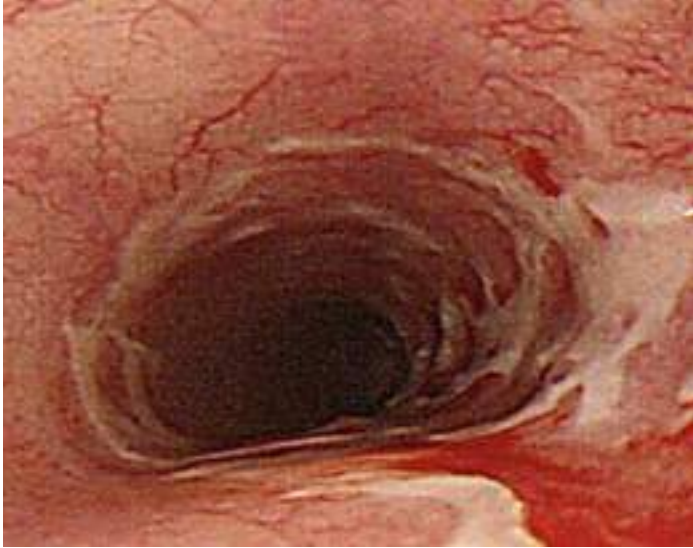
# Doz sınırlamaları

- Doz Kısıtlamaları (OAR)
  - ■ Kontralateral meme  $D_{max} \leq 3$  Gy'dir.
  - ■ Ipsilateral akciğer  $V_{20Gy} \leq \%15$ ,  $V_{10Gy} \leq \%35$ ,  $V_{5Gy} \leq \%50$ 'dir.
  - ■ Kontralateral akciğer  $V_{5Gy} \leq \%10$ 'dur.
  - ■ Kalp  $V_{25Gy}$  sol taraf kanserler  $\leq \%5$ 'dir, sağ taraflı kanserlerde  $V_{25Gy} = \%0$ 'dır.
  - ■ Brakiyal pleksus  $D_{max} \leq 66$  Gy'dir.

# Yan Etkiler



Eritem, kuru  
deskuamasyon



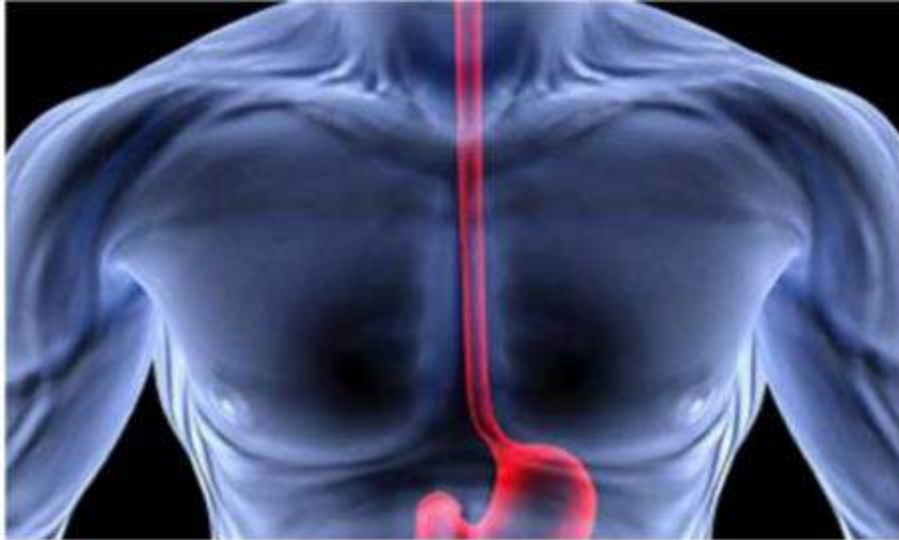
Özefajit

# Radyasyon Pnömonisi



# Özefagus Kanseri Radyoterapisi

Doç.Dr. Hakan GAMSIZ  
SBÜ Gülhane Tıp Fakültesi  
Radyasyon Onkolojisi



# Özofagus anatomisi

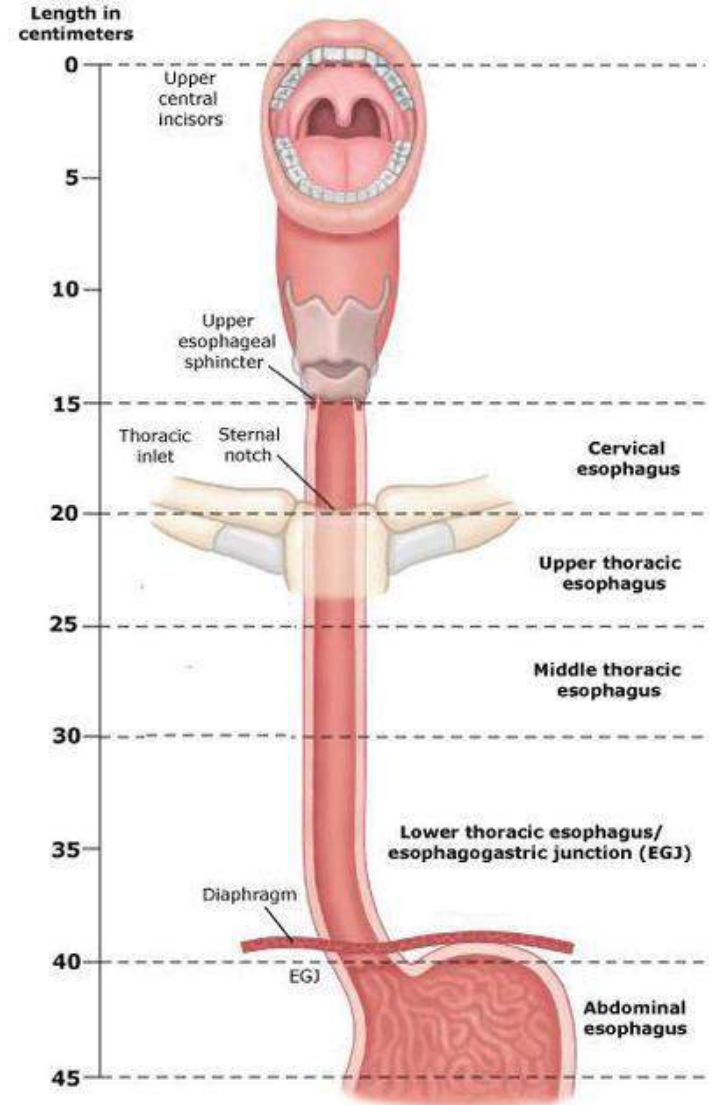
- Özefagus C6-T11 arasında
- uzunluğu 22-28 cm
- Diş - kardia arası yaklaşık 38-40 cm
- Anatomik olarak

Servikal özefagus : krikoid kartilaj – torasik inlet (diş-18 cm)

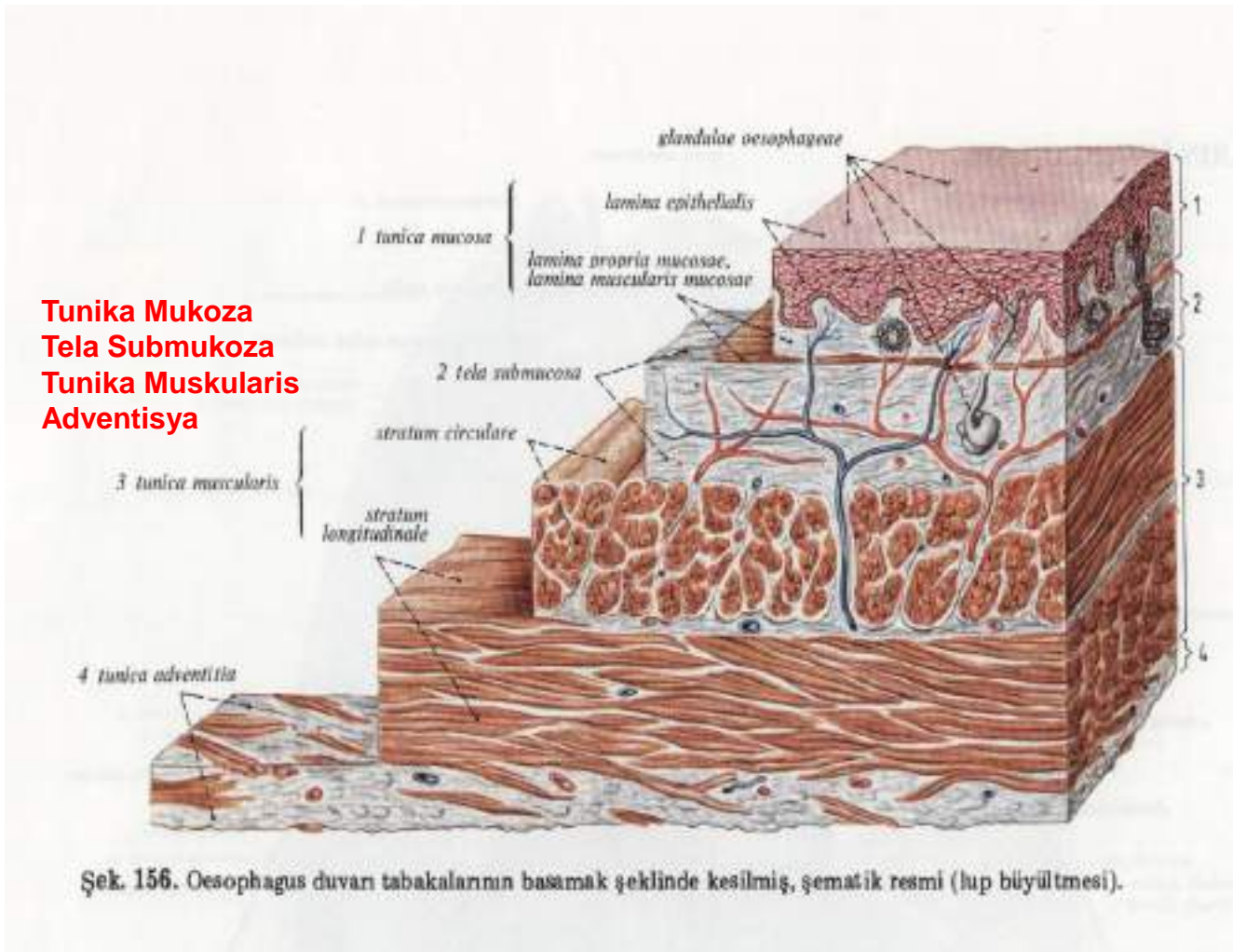
Üst torasik özefagus : torasik inlet-trakeal bifurkasyon ( 24 cm)

Orta torasik özefagus : bifurkasyon- özefagusun distal 3 cm'e kadar (32 cm)

Alt torasik ve abdominal özefagus :distal özefagus- bileşke (38-40 cm)



- **Tunika Mukoza**
- **Tela Submukoza**
- **Tunika Muskularis**
- **Adventisya**



Özefagusun seroza tabakası yoktur. Özefagus kanserlerinde submukozal yayılım çok kapsamlı olabilir ve submukozal lenfatik boyunca skip metastaz, gros tümörün 8 cm uzağında bile bulunabilir

# Özefagus lenfatikleri

- Genel olarak, servikal özefagus boyun lenfatiklerine, torasik bölüm mediastinal lenfatiklere, abdominal bölüm abdominal lenfatiklere yayılır
- Servikal özefagus : İnternal juguler, üst ve alt servikal, periözefagial, supraklavikular lenf nodları
- Üst torasik özefagus : } periözefagogastrik ve
- Orta torasik özefagus : } mediastinal LN
- Alt torasik özefagus : }
- Özefagogastrik bölge : periözefagogastrik, hepatik arter, perikardiak, sol perigastrik, çöliak LN



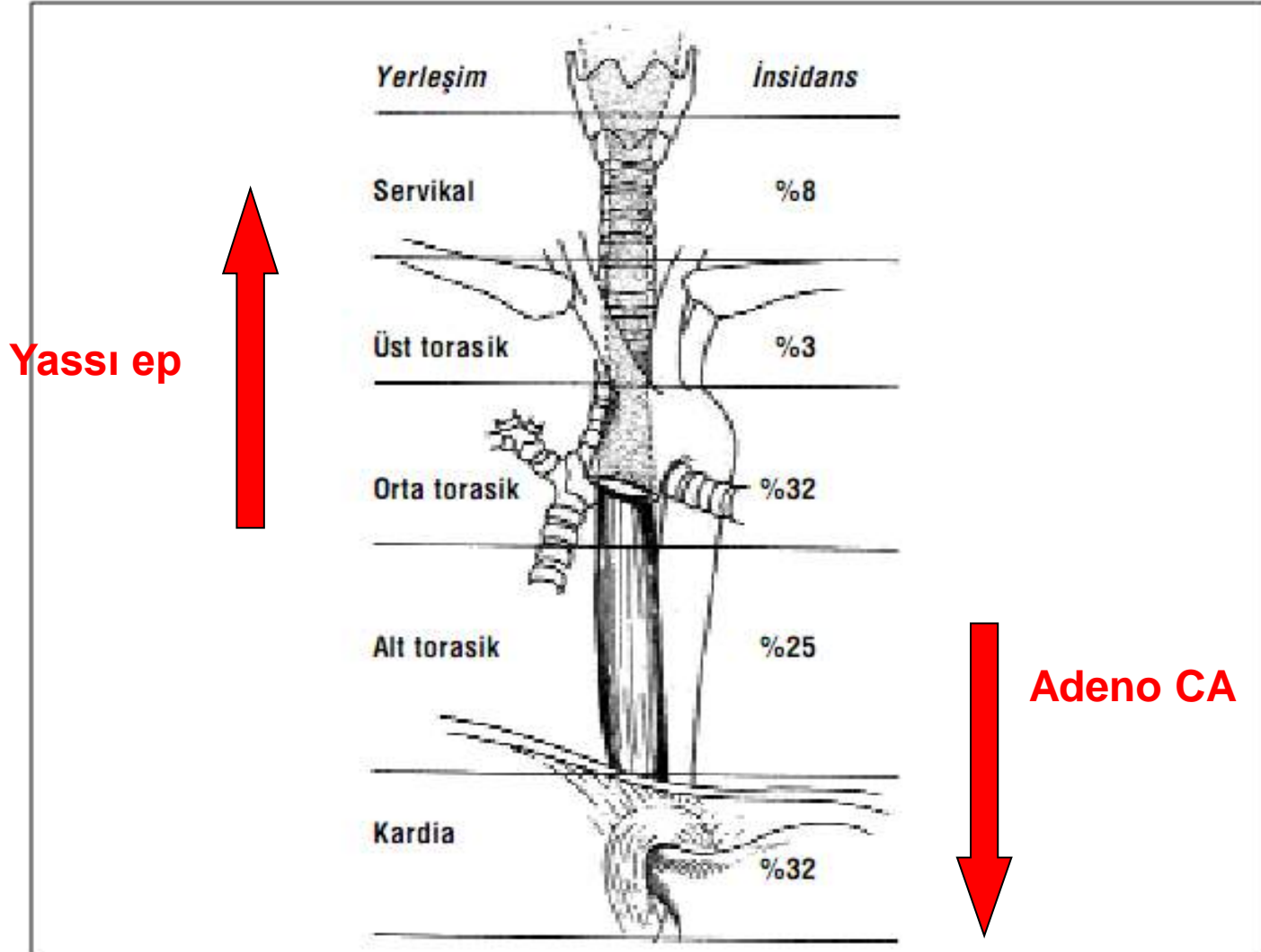
# İnsidans ve Etiyoloji

- Tüm kanserlerin %1,5-2, GİS kanserlerinin %7'sini, kansere bağlı tüm ölümlerin %1,8'ini oluşturmaktadır.
- Alkol ve sigara ,
- Kötü beslenme ,
  - Vitamin eksikliği (A,C,E,Riboflavin),
  - Benzpyrene, polisiklik aromatik hidrokarbonlar,
  - Nitrit ve nitrozamin içeren yiyecekler,
  - Sıcak çay ve yiyecek alışkanlığı,
  - Sebze ve meyvenin ise az tüketilmesi,
  - Kimyasal ajanlar (çinko, bakır, nikel, manganez vb.)
- Genetik faktörler,
- Akalazya, Plummer-Vinson sendromu, koroziv striktürler, tilozis, barret özefagus, lökoplaki, divertikül



# Patoloji

- Global olarak,özefagus kanserlerinin en sık görülen tipi skuamoz hücreli karsinom ve adenokarsinomdur.
- Diğer tümörler: Küçük hücreli karsinom, Melanom, Adenoid kistik karsinom (Cylindroma), Karsinosarkom, Pseudosarkom, Lenfoma ve metastatik tümörlerdir.



# Squamöz hücreli karsinoma

- Özefagus malign tümörlerinin yaklaşık %95'i
- Majör semptom disfaji
- Tümör lümenin 2/3'ünü doldurduktan sonra ancak semptom vermesi hastalığın tanısını geciktirmektedir.
- Semptomatik hastaların çoğunda (%60) direkt veya lenfatik yayılım mevcuttur.
- En sık uzak metastaz yaptığı organlar akciğer, karaciğer, plevra, kemik
- Histolojik olarak squamöz hücreli tümörlerin çoğu kötü diferansiyedir ve keratinizasyon azdır.
- Bu tümörlerin laboratuvar bulguları nonspesifiktir. 5 yıllık sağkalım %5-30 arasındadır.

# Adenokarsinoma

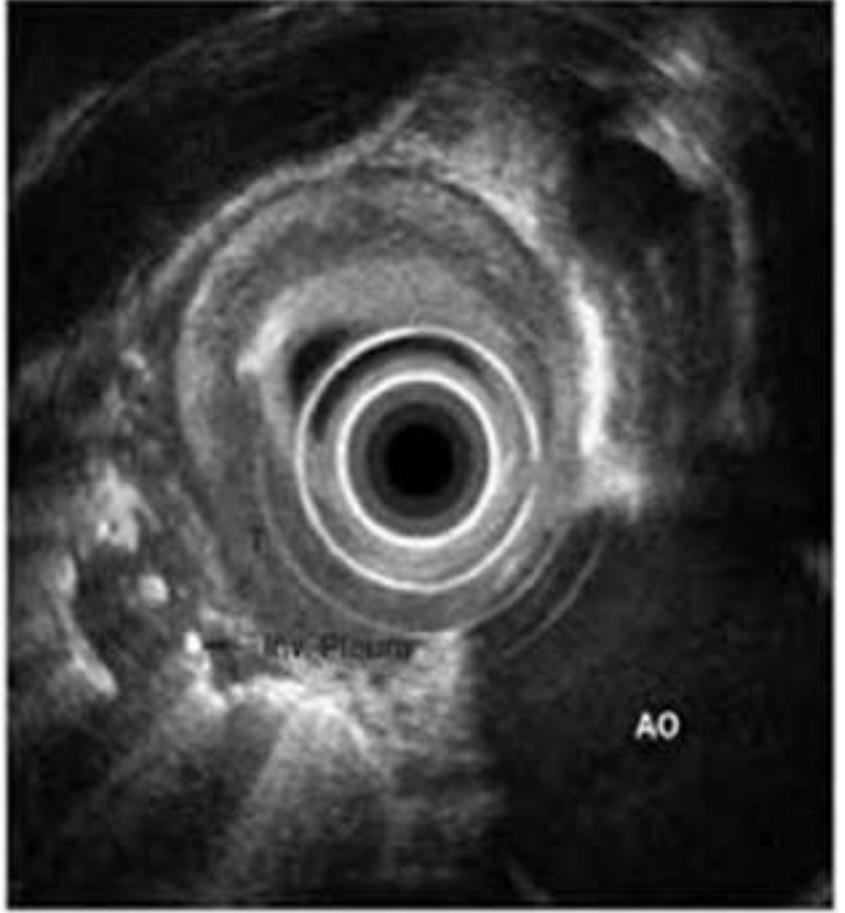
- Çoğunlukla alt uç ve özofagogastrik bileşkede yerleşimlidir.
- Özofagus malign tümörlerinin %3-5 ini oluşturur.
- Genellikle adenokarsinoma midede başlar ve direkt olarak özofagusa yayılır.
- Özofagusun primer adenokarsinomları nadir olup, organın üst bölgelerinde %2 oranından başlayarak distaline doğru inildikçe %8-10 oranına kadar bir artış gösterirler.
- Primer adenokarsinomalar özofagus veya ektopik mide mukozasının submukozal glandlarından kaynaklanır.
- Prognoz squamöz hücreli karsinomadan daha iyidir.

# Prezentasyon

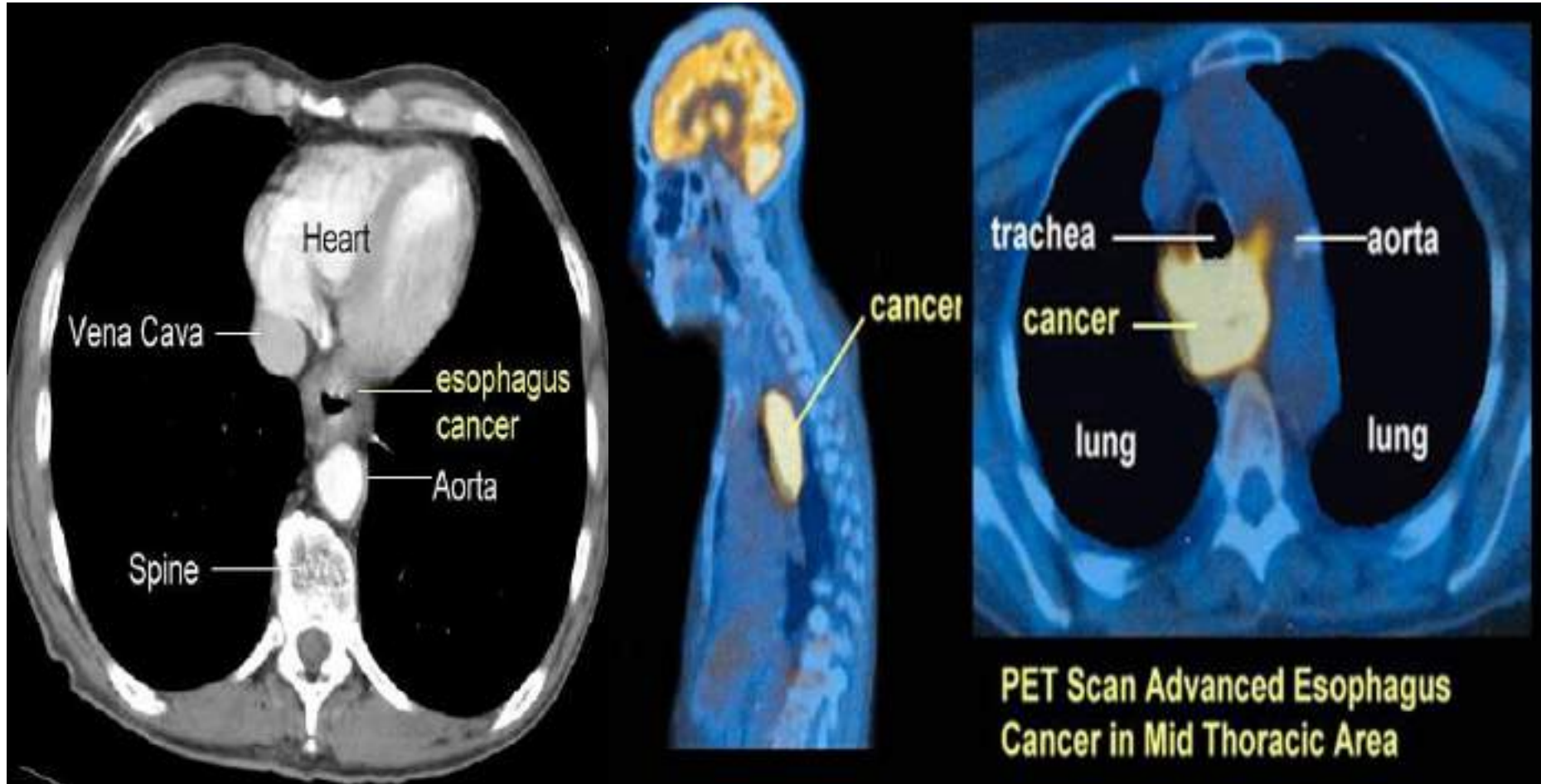
- Segmenter paralizi ile lokmalar duraklamaktadır (Retrosternal dolgunluk).
- Olguların %98'inde ilk belirti olan disfaji aynı zamanda en önemli belirtidir.
- Önceleri sert ve büyük lokmalarla ortaya çıkan belirti zamanla küçük lokmalarda hatta sulu gıdaların alımında da hissedilmeye başlar.
- Retrosternal, boyun, sırt ve epigastriuma yayılan ağrı tümörün çevre dokulara infiltrasyonunu gösterir.
- Kilo kaybı, halsizlik, kusma, pirozis sıklıkla karşılaşılan belirtilerdir.
- Alt bölge tümörleri mide ülseri belirtileri ile karışabilir.
- Tümör invazyonu veya metastazları ile solunum sistemi komplikasyonları gözlenebilir. Aspirasyon pnömonileri, trakeaözefagial fistüller dramatik klinik tablolarıdır.

# Radyolojik Tetkikler

- **Özefagoskopi:** Radyolojik olarak anormal bulunan lezyonları teyid etmek, lokalizasyon, lezyon sınırları, darlık derecesini belirlemek ve biopsi almak amacıyla yapılır.
- **Baryumlu özofagus-mide grafisi :** Tanıda özofagoskopiden sonra gelen en önemli yöntem. Radyolojik olarak lümeninde darlık, dilatasyon, dolma defekti görülebilir.
- **Endoskopik USG :** Sağlıklı bir evreleme, (tam doğru T evresi, lokal, perigastrik ve çölyak LAP), invazyon, tedaviye tümörün cevabını değerlendirme



PET-BT veya BT : Evreleme ,tedaviye yanıt, invazyon (komşu dokular, perikard, çölyak LAP), metastaz

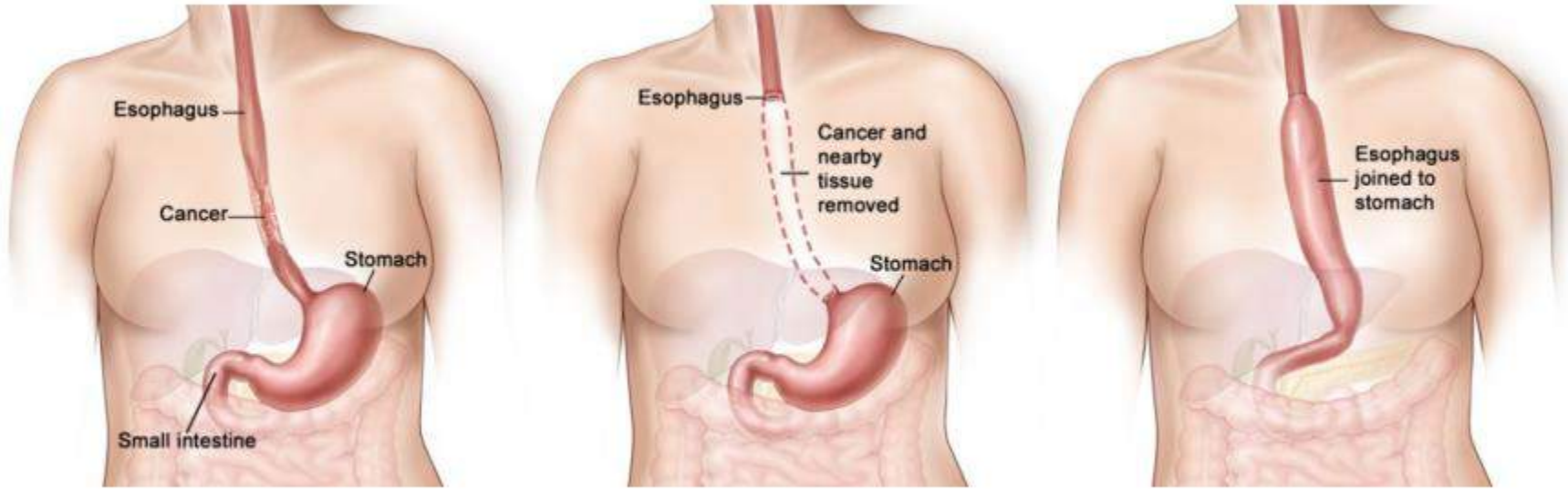




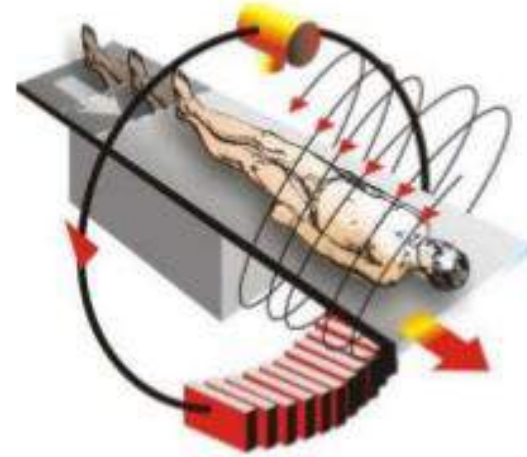
# Tedavi

Evre	Tedavi
I-II-III rezektable	Cerrahi Cerrahi sınır +/-yakın ise RT eklenir Neoadjuvan radyokemoterapi + cerrahi Definitif radyokemoterapi
I-II-III unrezektable	Definitif radyokemoterapi
Evre IV ( palyatif )	Definitif radyokemoterapi, RT, KT

# CERRAHİ (İVOR LEWIS OPERASYONU)

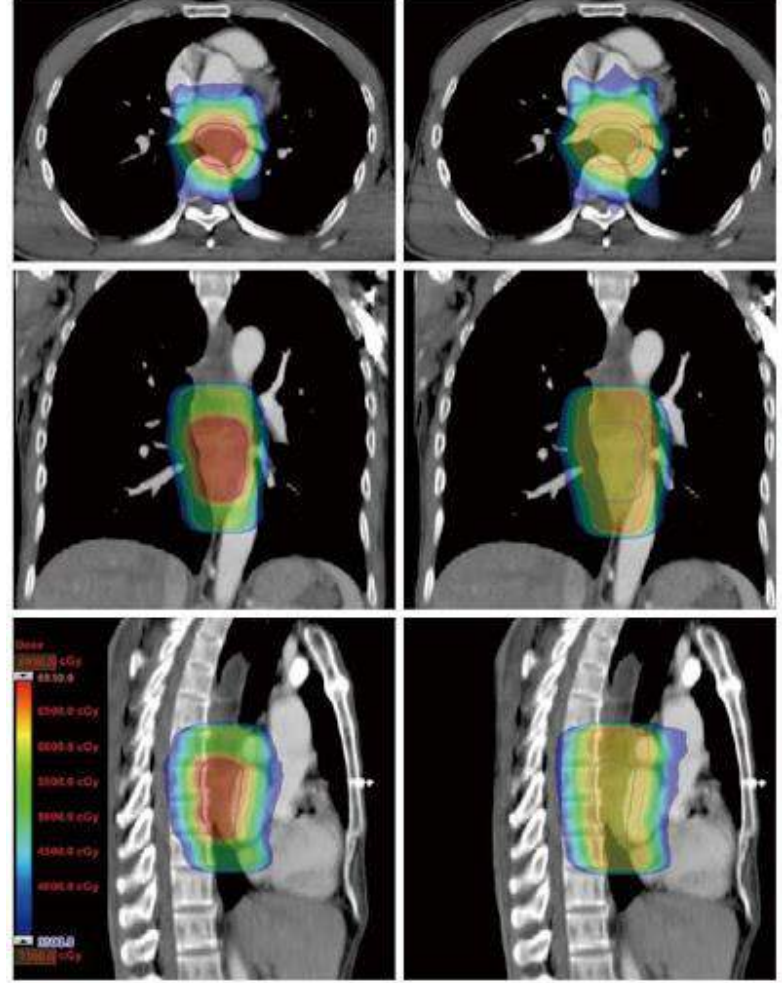


# BT (Bilgisayarlı tomografi) simulasyon

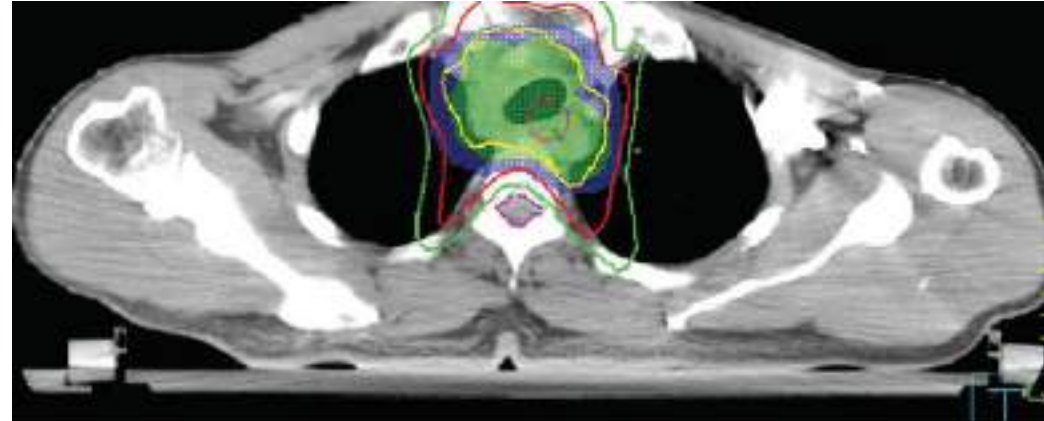


# RT Tekniği

- Hasta supin pozisyonda
- Kontrast madde içirilir
- Hedef volümü ( RTOG 94-05)
  - Üst sınır primerin 5 cm üstü
  - Alt sınır primerin 5 cm altı
  - Yan sınırlar 2 cm margin
  - Rejyonel lenf nodları içermelidir.



- Karina üstündeki kanserlerde
  - SCV + mediastinal LN
- Karina seviyesinde veya altındaki kanserlerde
  - Mediastinal LN,
  - Alt 1/3 kanserlerde ve gastroözefageal bileşke kanserlerinde çölyak LN eklenir.

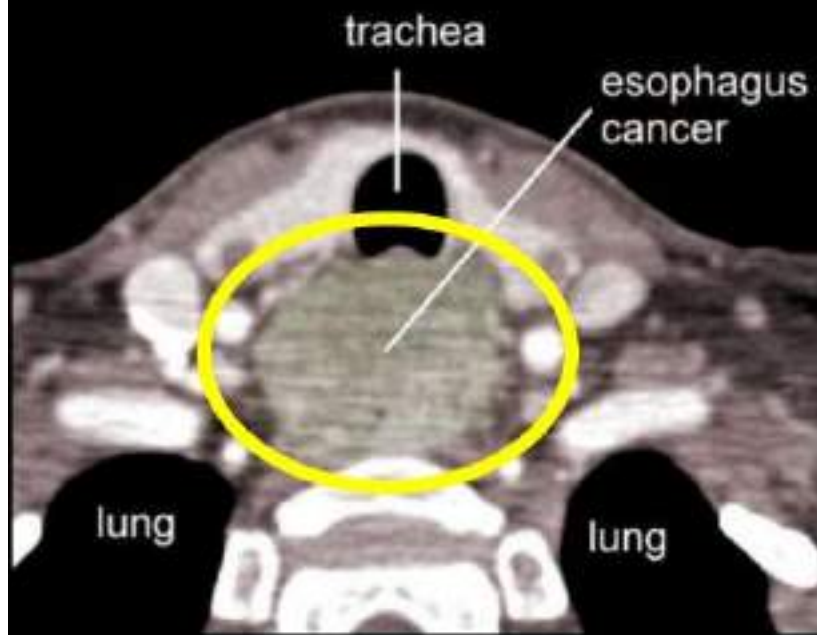


# RT dozları

- o **Skvamöz hücreli karsinom:**
- Neoadjuvan tedavide 40-50.4 Gy (1.80–2.00 Gy/fx).
- Definitif tedavide: 50.4- Gy (1.80–2.00 Gy/fx).
- Servikal özefagusta 66 Gy'e dek çıkılır.
- PORT: 45-50 Gy (1.80–2.00 Gy/fx).
- o **Adenokarsinom:**
- Neoadjuvan tedavide 40-50.4 Gy (1.80–2.00 Gy/fx).
- Definitif tedavide: 50.4 Gy (1.80–2.00 Gy/fx).
- PORT: 45-50.4 Gy (1.80–2.00 Gy/fx).



# Large Cervical Esophagus Cancer, 2.5 years after chemoradiation

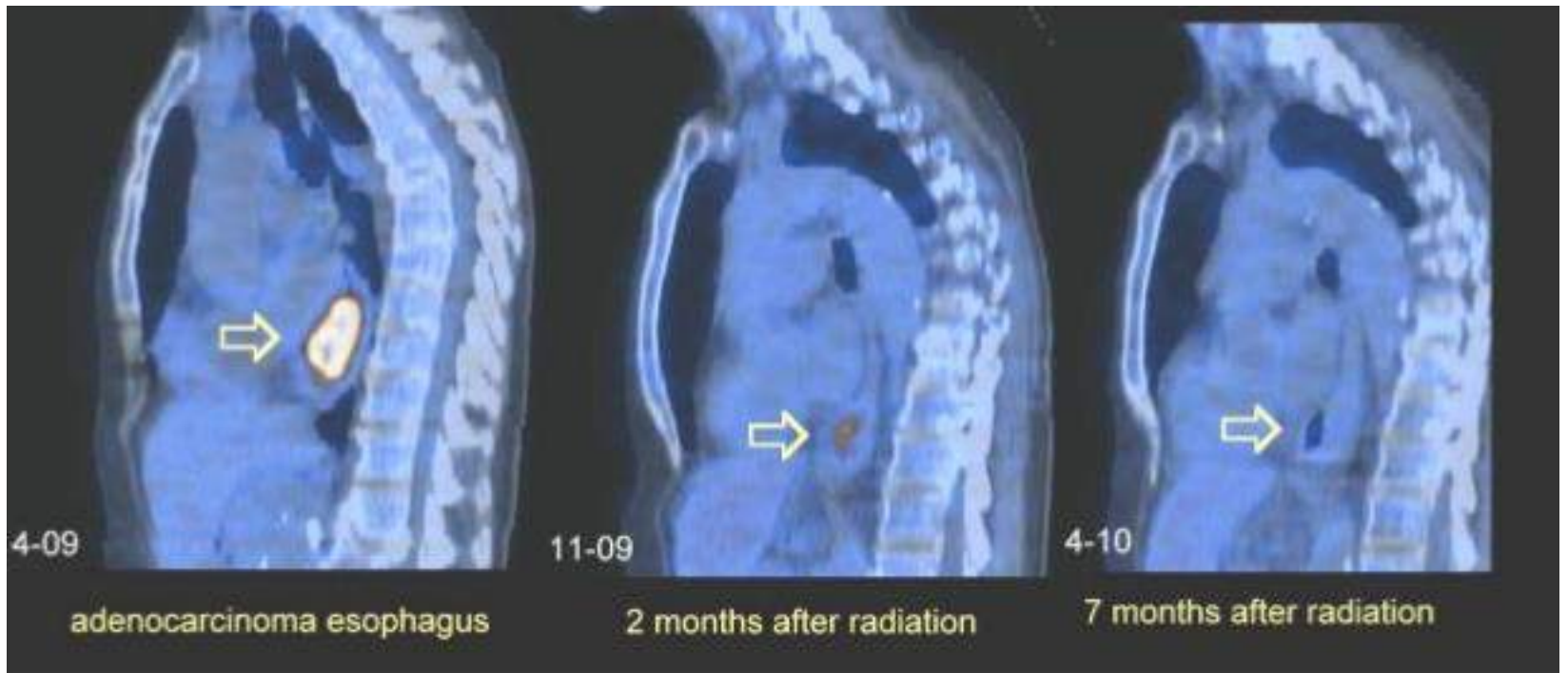


October 2007

CT Scans



August 2010

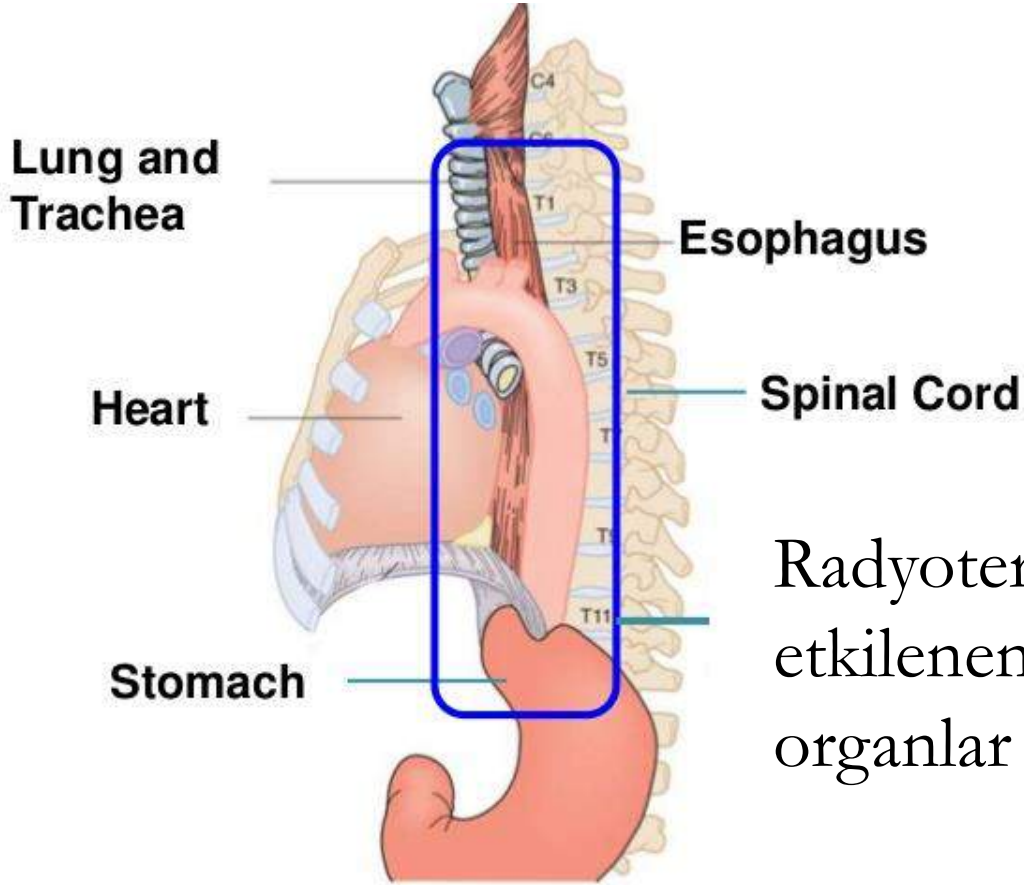




# Doz kısıtlamaları

- Akciğer: [Akciğer] - [PTV + 2 cm]  $\leq$  40 Gy
- o Total akciğerde:
- V30Gy  $<$  %20
- V20Gy  $<$  %30 (ideal V20Gy  $<$  %25)
- V10Gy  $<$  %40
- V5Gy  $<$  % 60
- o Ortalama akciğer dozu  $<$  20 Gy
- • Kalp: D%100  $<$  30 Gy, D%50  $<$  40 Gy
- o V50Gy  $<$  1/3, V45Gy  $<$  2/3, V40Gy  $<$  %100
- • Karaciğer: V30Gy  $\leq$  %60 , karaciğer ortalama dozu  $\leq$  25 Gy
- o V35Gy  $<$  %50, V30Gy  $<$  %100
- • Böbrek
- o Bilateral böbrek: D%70  $\leq$  20 Gy
- o Fonksiyonel tek böbrek: D%80  $\leq$  20 Gy
- o V50Gy  $<$  1/3, V30Gy  $<$  2/3, V23Gy  $<$  100%
- • Spinal kord:
- o Dmax  $\leq$  45 Gy'dir.

# Yan etkiler



- Özefajit
- Özefageal striktür
- Radyasyon pnömonisi
- Perikardit
- Kardiyovasküler hastalık
- Radyasyon nefropatisi

Radyoterapiden etkilenen organlar



# Mide Kanseri Radyoterapisi

Doç.Dr. Hakan GAMSIZ  
SBÜ Gülhane Tıp Fakültesi  
Radyasyon Onkolojisi

# Etiyoloji

- Helicobacter pylori enfeksiyonu, kronik gastrit
- Genetik yatkınlık
- İleri yaş (Ortalama yaş 65, 40 yaş altı nadir)
- Cinsiyet (2.2 kat erkeklerde fazla)
- Diyet (tütsülenmiş gıda, aşırı tuzlu gıda, az sebze-meyve tüketme)
- Atrofik gastrit
- Pernisiyöz anemi (aklorhidri ; 3 kat >)
- Sigara
- Menetrier hastalığı (sonradan kazanılmış, aşırı mukus salgısı, masif gastrik katlantılar)
- Geçirilmiş mide rezeksiyonu
- Adenomatöz polipler(çapı>2cm)
- Radyasyon
- Aflotoksin
- A kan grubu
- EBV

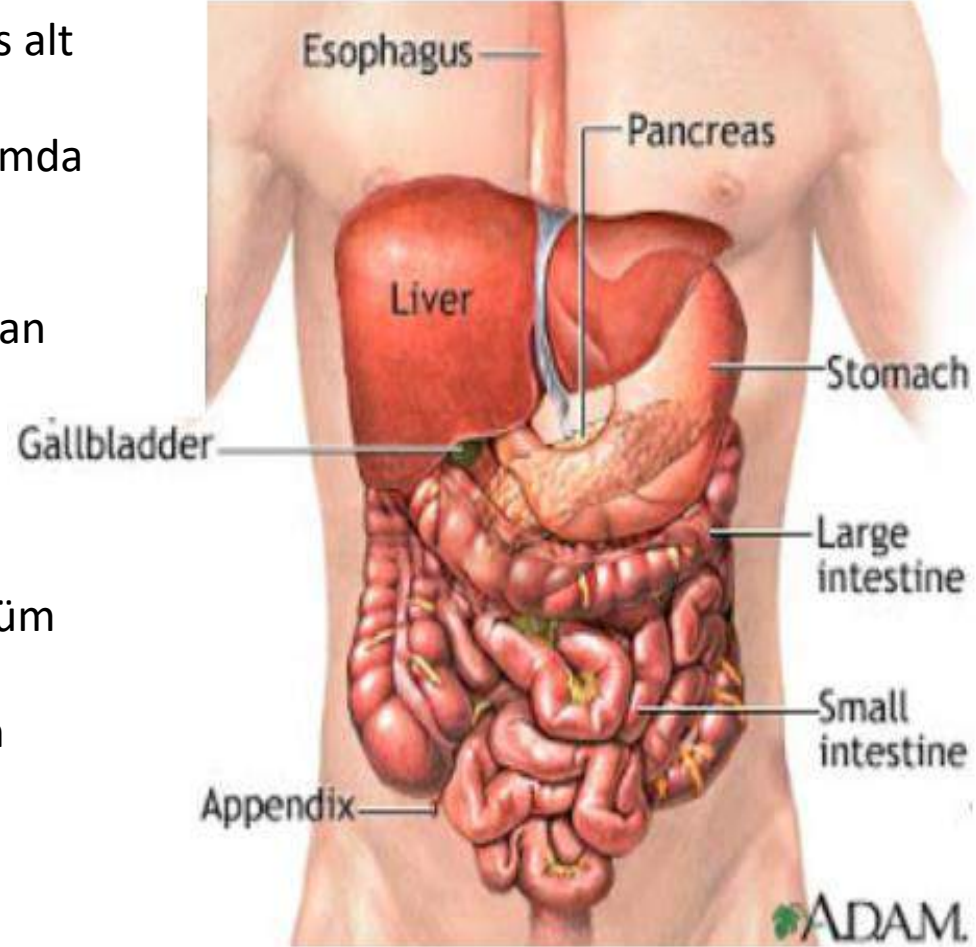


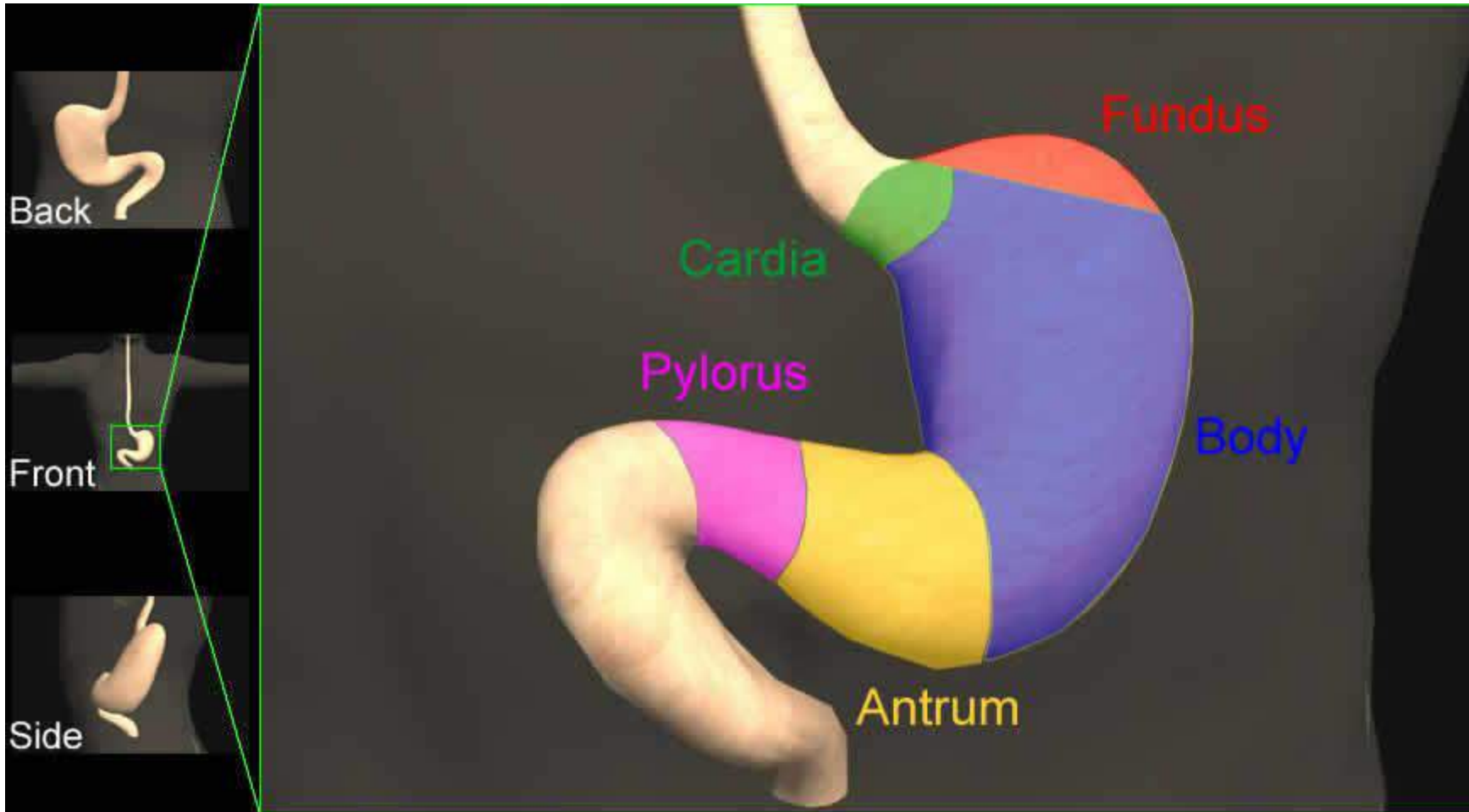
# Anatomi

Mide intraperitoneal yerleşimlidir. Özefagus alt kısmında 11. torakal vertebra düzeyinden başlar. Orta hattın sağına geçerek duodenumda sonlanır.

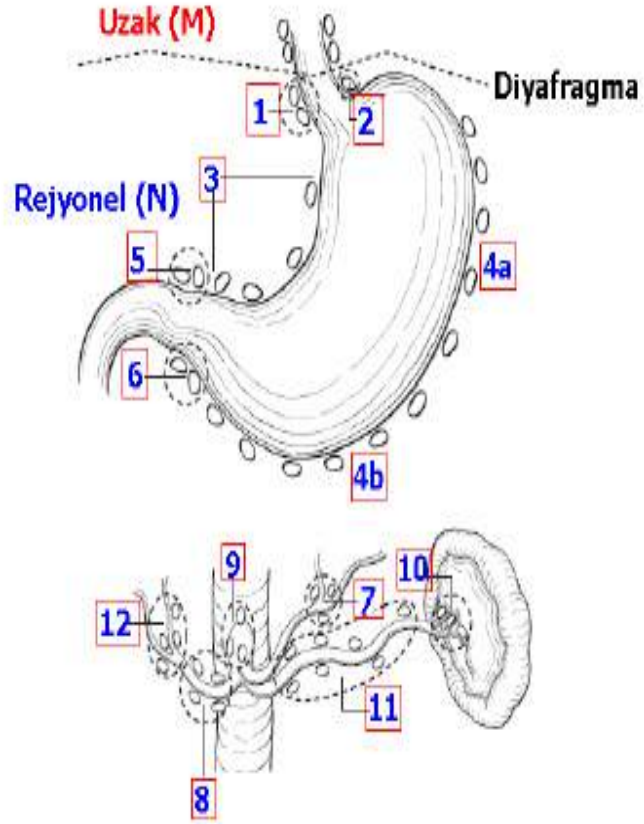
Mide beş anatomik bölüme ayrılır.

- Kardia, gastroözefageal bileşke hattını saran midenin 1-3 cm'lik bölümüdür.
- Fundus, mide proksimalinin kubbe şekilli bölümüdür.
- Fundustan sonraki bölüm korpustur.
- Mide distalinin açılma oluşturduğu bölüm antrumdur.
- Antrum, pilorik sfinkter ile duodenumdan ayrılır .
- Superomedial sınır küçük kurvatur, inferolateral sınır ise büyük kurvatur olarak adlandırılır .





# Mide Lenfatikleri



- 1 , 2 Kardiaya komşu (Perigastrik) LN'ları.
- 3 , 4 Küçük ve büyük kurvatura komşu LN'ları.
- 5 Suprapilorik (Sağ Gastrik Arter) LN'ları.
- 6 İnapilorik LN'ları.
- 7 Sol Gastrik Arter LN'ları.
- 8 Kommon Hepatik Arter LN'ları.
- 9 Çöliak Arter LN'ları.
- 10 Dalak Hilusu LN'ları.
- 11 Splenik Arter LN'ları.
- 12 Hepatikoduodenal Lig. LN'ları.



# Patoloji

- Mide kanserleri lokalizasyon olarak en sık antrum/distal mide (% 40), proksimal mide ve gastroözefagial bileşke (% 35) ve korpus (% 25)'ta gözlenir.
- Mide kanserlerinin % 95'ini adenokarsinomlar
- oluşturur .
- • İntestinal tip adenokarsinomlar kolon karsinomuna benzer şekilde müsin sekrete eden hücrelerden oluşan, tübüller ya da gland benzeri yapılardan oluşur
- • Diffüz tipte glandüler yapılar yoktur. Tümör hücreleri tek tek büyüme gösterir. Sıklıkla midenin tüm duvar katları tutulur. Kitle oluşturmaksızın mide duvarında diffüz kalınlaşma izlenir. Mide duvarını tamamen infiltre ettiğinde mide rijid bir hal alır ve linitis plastika olarak adlandırılır.

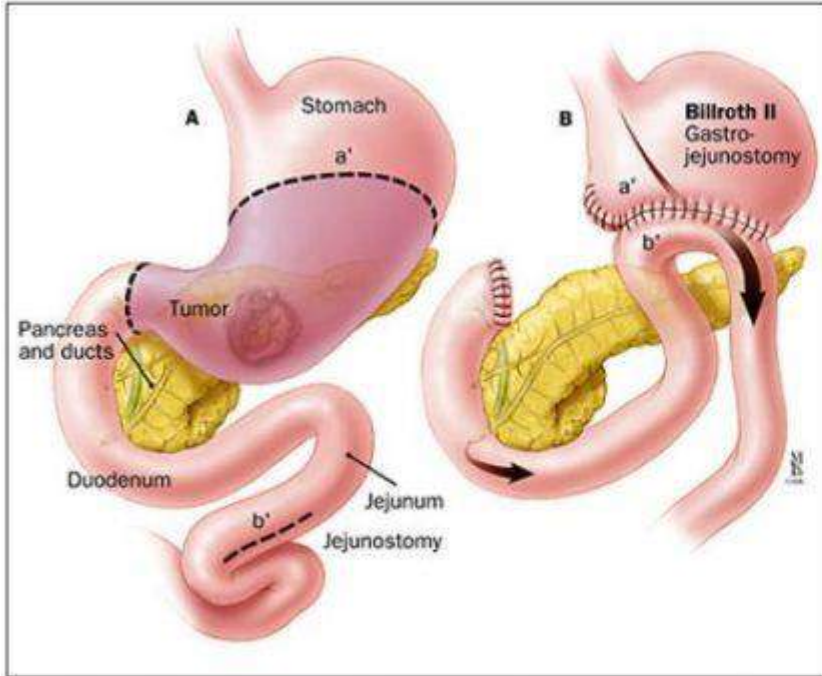
# Prezentasyon

- Gastrik / perigastrik bölgede rahatsızlık hissi, ağrı ve dolgunluk hissi
- Kısa sürede kilo kaybı.
- Bulantı ve kusma
- Yemeklerden sonra rahatsızlık hissi
- Sindirim sisteminde kanama veya gizli kanama
- Erken doyma hissi
- Hastaların 2/3'ünde demir eksikliği anemisi olur.

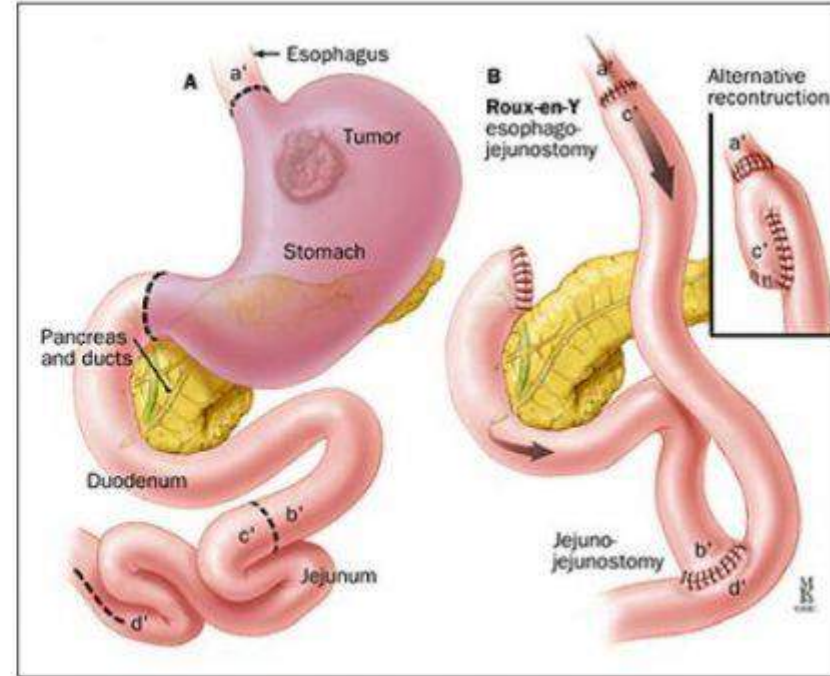
# Tedavi

- Cerrahi : Lokal hastalıkta etkili
- Tanı anında hastaların sadece %15-20 cerrahiye uygun
- Cerrahi sonrası %70 e kadar rekürrens olabilir
- Sıklıkla cerrahi sonrası adjuvan kemoterapi ve radyoterapi uygulanır
- Radyoterapi ayrıca kanama, ağrı ve obstrüksiyonda palyatif amaçlı uygulanabilir.

# Cerrahi



*Partial gastrectomy*



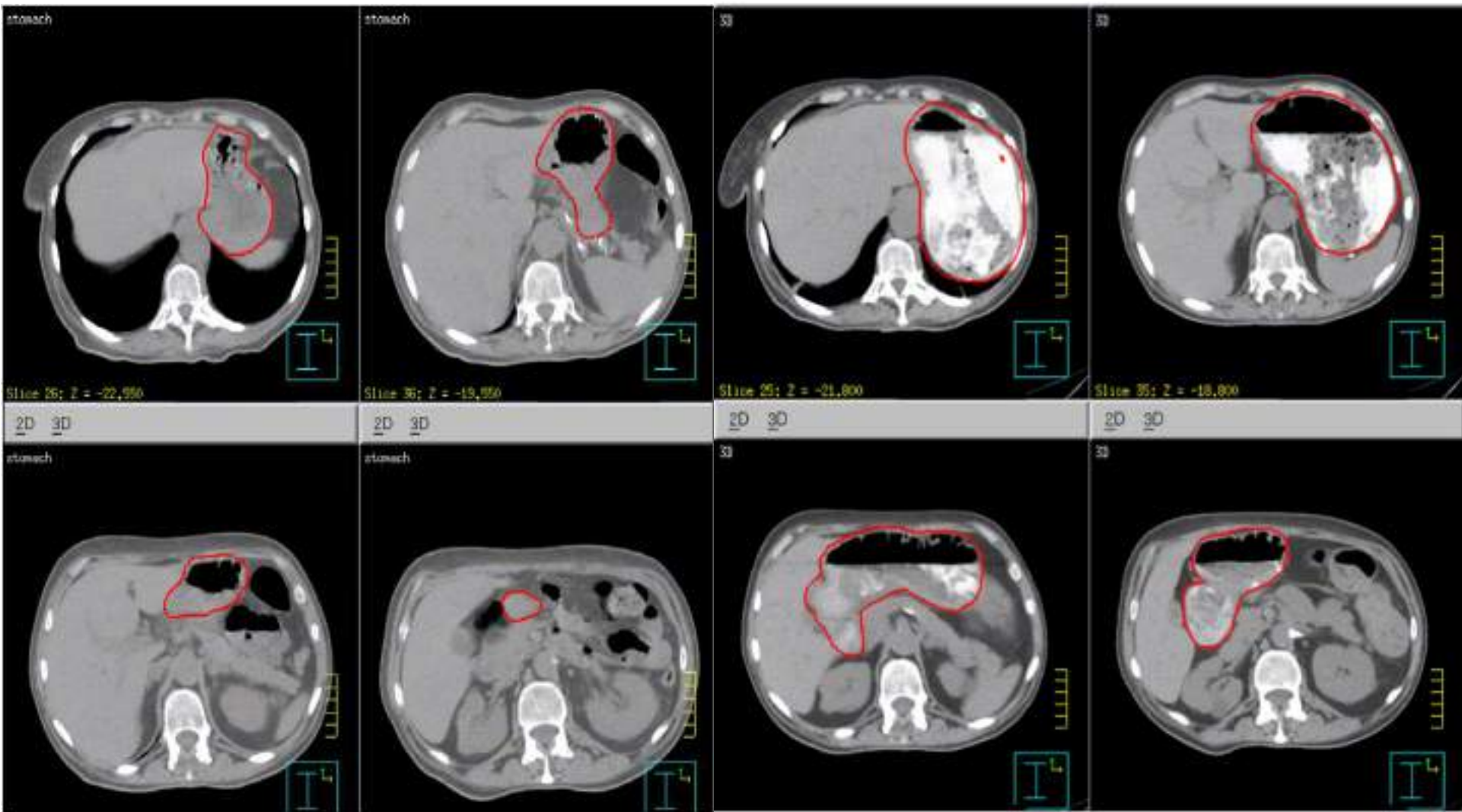
*Total gastrectomy*

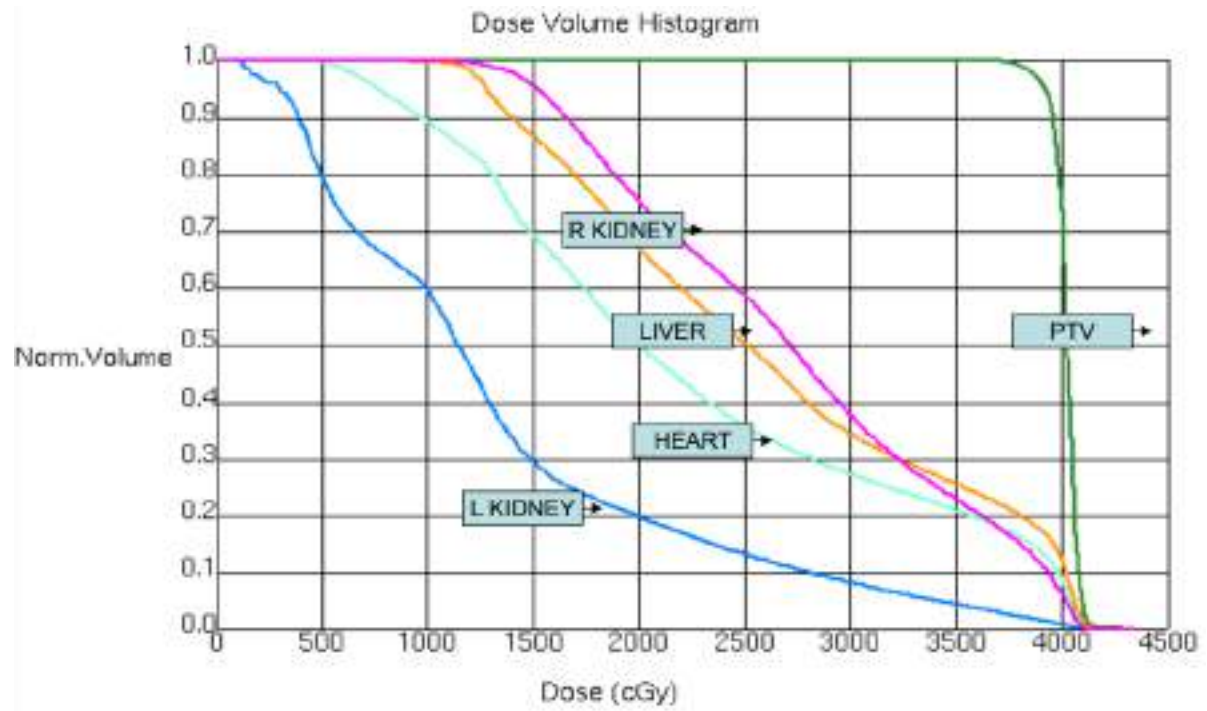
# Radyoterapi-Simulasyon

- Eller baş üstünde iken, supin pozisyonda simüle edilir.
- İmmobilizasyon için wing board veya vakum yatak kullanılabilir.
- BT çekim alanı, diyafragma/karina ile L4/L5 vertebra aralığıdır.
- Mümkünse 4D simülasyon yapılmalıdır.
- Hastalar, simülasyon ve tedaviden önceki 2-3 saat boyunca aç olmalıdır.
- IV ve oral kontrast; nodal kontrolama ile tümör yatağı görüntüleme amaçlı uygulanır.
- Preopetatif görüntülemeler, primer tümör boyutunu saptama amaçlı gereklidir.

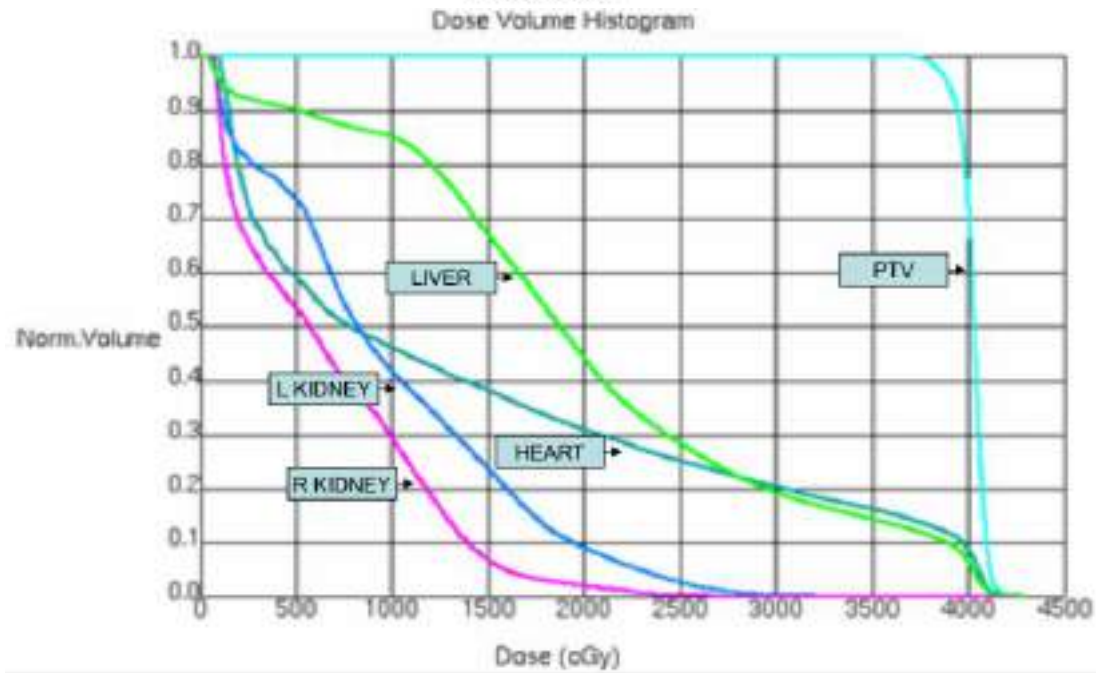


# Boş ve dolu mide





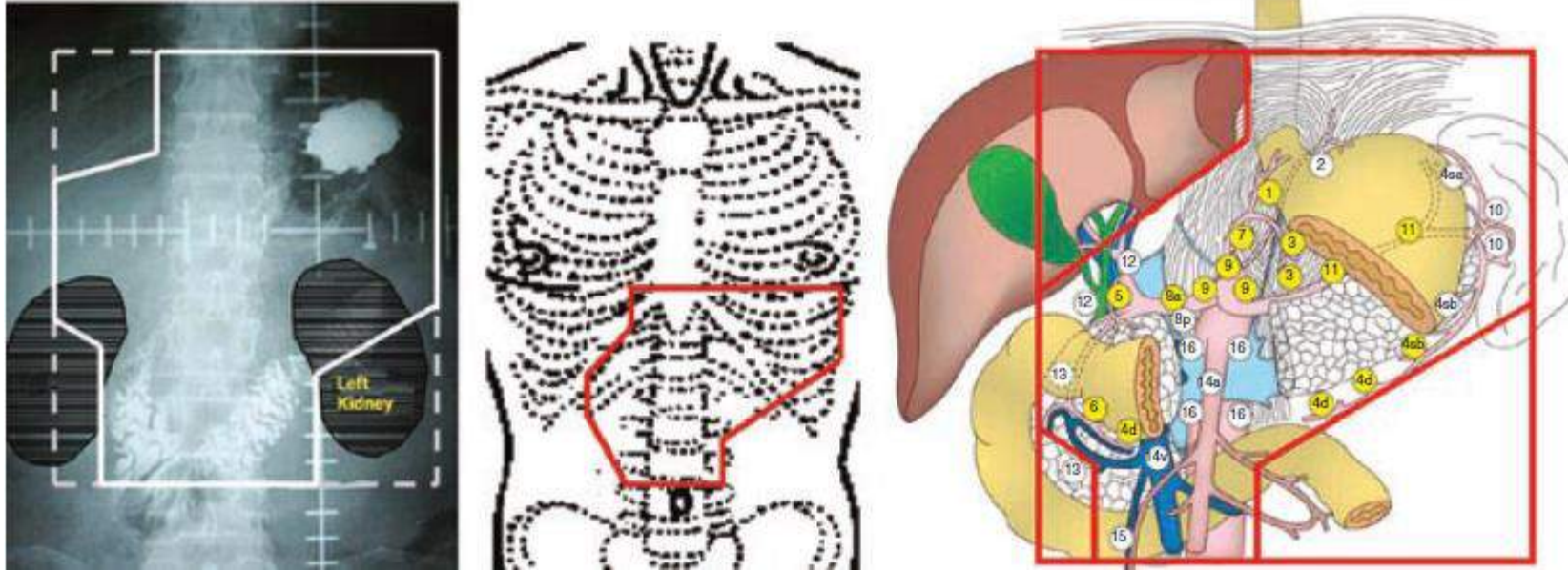
Dolu mide



Boş mide



# Radyoterapi alanı



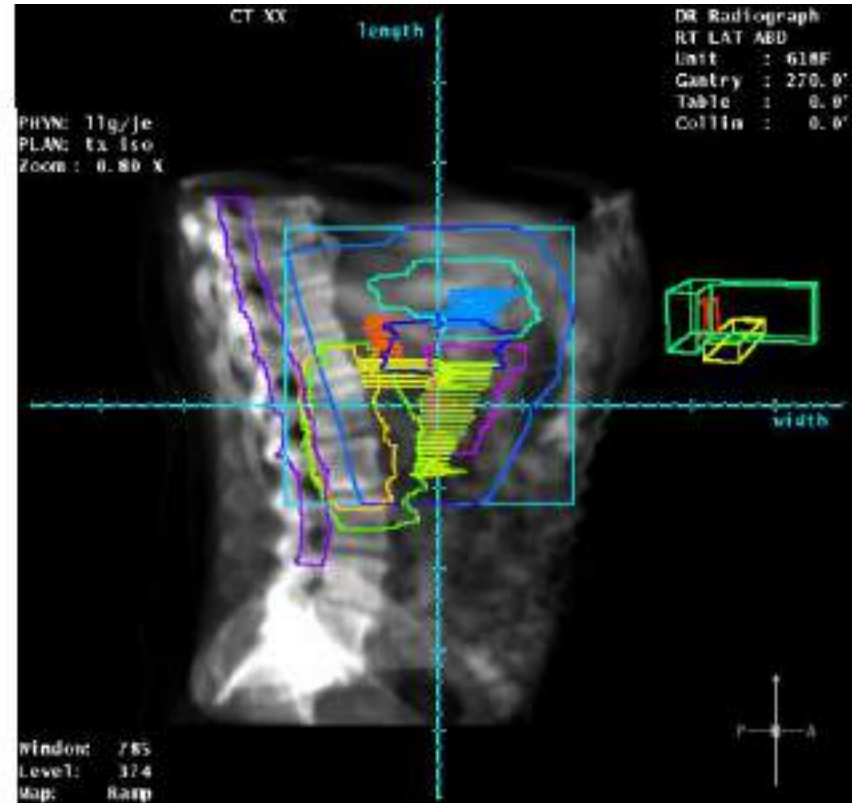
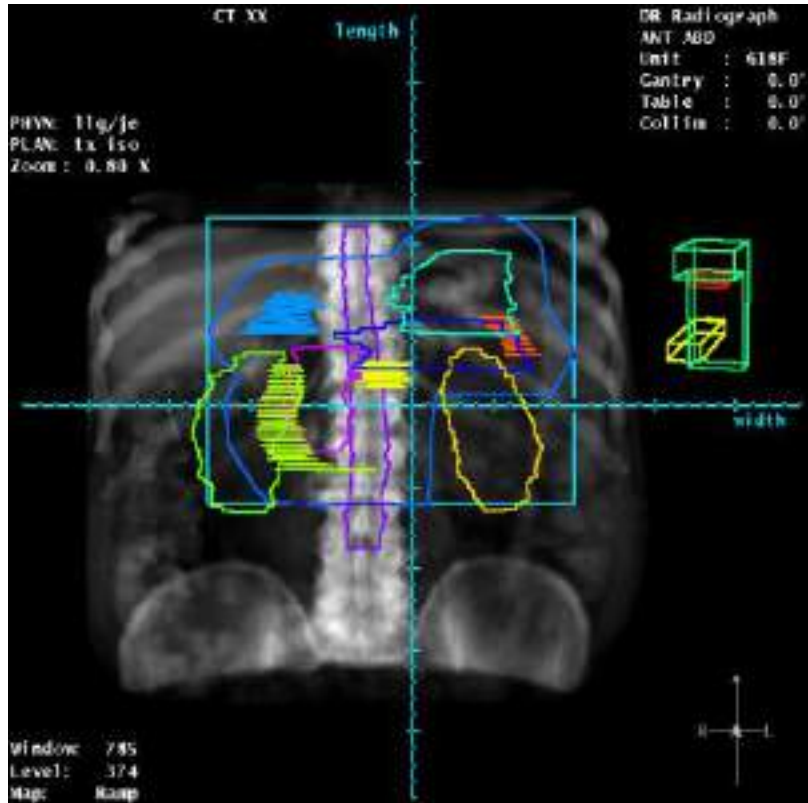
- Tümör/tümör yatağı, Rezidü mide,
- Bölgesel lenf nodları (Büyük ve küçük kurvatur lenfatikleri, çölyak aks lenfatikleri, pankreatikoduodenal, splenik, porta hepatis, paraaortik lenf nodları (L3–4 vertebra seviyesine kadar))



# Radyoterapi Alanı



# Radyoterapi alanları



# Radyoterapi dozları

- Postoperatif 45/1.8 Gy gün
- Cerrahi sınır + ise ve rezidü tm kaldı ise ek doz (boost) 5.4-9 Gy ile toplamda 50.4–54 Gy/1.8 Gy gün



# Doz kısıtlamaları

- Karaciğer; ortalama doz 30-32 Gy
- V30 < %33
- İnce barsak; V45 < 195 cc
- Kalp; ortalama doz < 26 Gy (perikard), V30 < % 46 (perikard), V25 < %10 (tüm kalp)
- Böbrek; bilateral böbrek ortalama doz < 15-18 Gy
- Tek böbrek, V20 < %33
- Akciğer; maksimum % 20'si <20 Gy
- Spinal kord: Dmax < 45 Gy'dir.

# Yan etkiler

## **Akut yan etkiler:**

Gastrit, yorgunluk,  
bulantı, kusma,  
cilt reaksiyonları,  
kemik iliği toksisitesi,  
karın ağrısı, ishal

## **Kronik yan etkiler:**

Böbrek disfonksiyonu, ince barsak darlığı, perforasyonu,  
karaciğer disfonksiyonu, spinal kord disfonksiyonu

# Rektum Kanseri Radyoterapisi

Doç.Dr. Hakan GAMSIZ  
SBÜ Gülhane Tıp Fakültesi  
Radyasyon Onkolojisi



## Risk Faktörleri

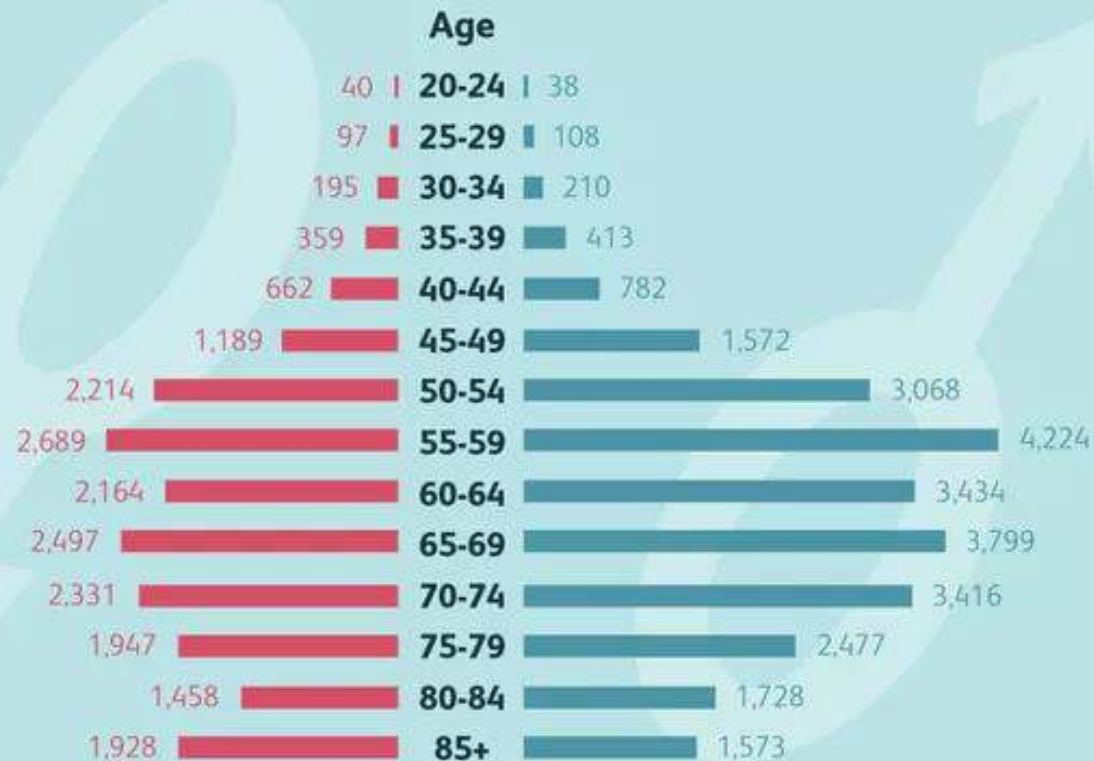
- Yaş
- Cinsiyet
- Beslenme alışkanlıkları
- Düşük folat tüketimi
- Ailede kolorektal kanser hikayesi
- Artmış vücut kitle indeksi
- İnflamatuvar barsak hastalıkları

## Genetik predispozanlar

- FAP
- Gardner sendromu
- Peutz-jeghers sendromu
- HNPCC
- Turcot sendromu



## Rectal Cancer: Newly Diagnosed Cases

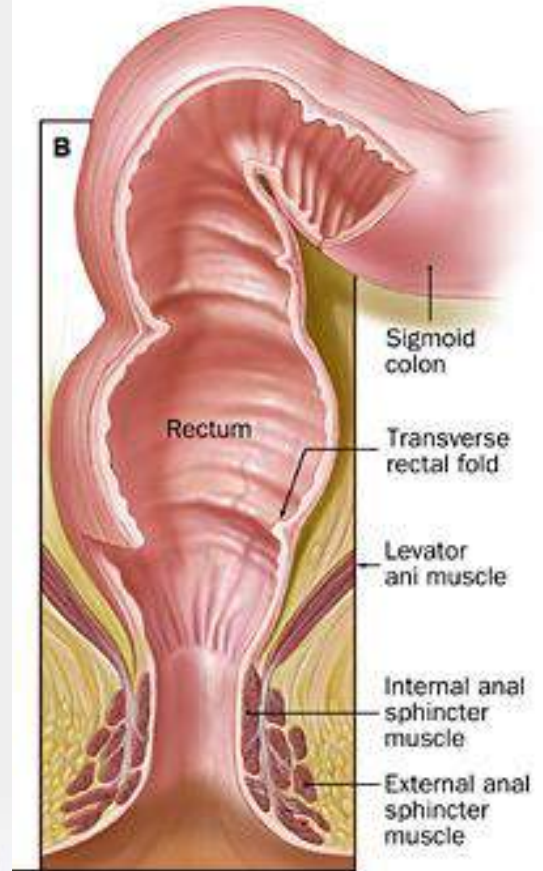
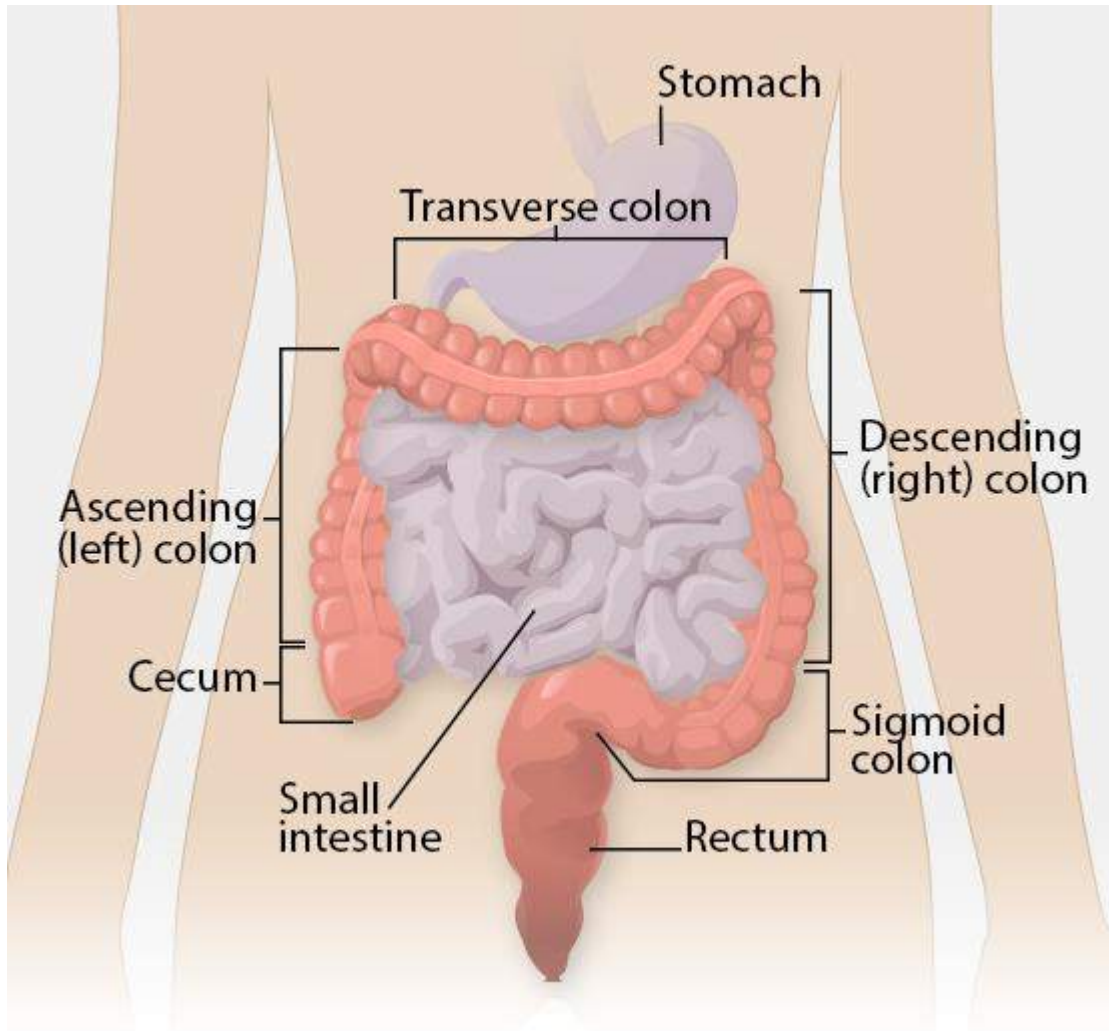




# Genel prezentasyon

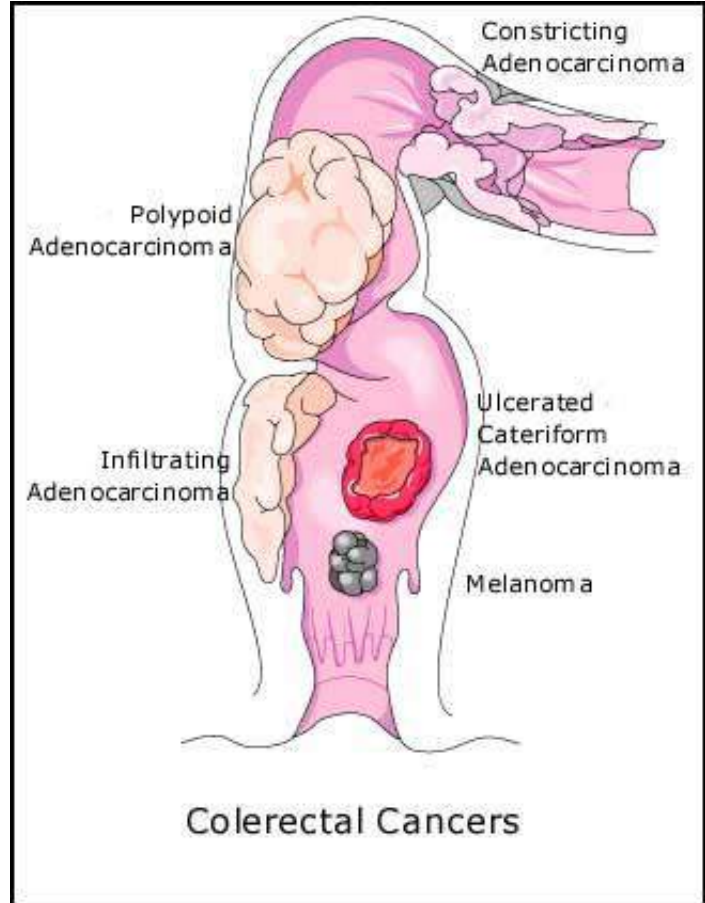
- **Dışkılama alışkanlığında değişiklik**
  - kabızlık - ishal
  - tenezm
  - gayta çapı ve hacminde azalma
- **Kanama**
- **Rektal muköz akıntı**
- **Sabah diyareleri**
  - mukus ve kan karışımı
- **Ağrı**
  - geç dönemde
  - sakral pleksus tutulumu
  - perineal ağrı – siyatik
- **Kilo kaybı**
- **Abdominal rahatsızlık hissi**
  - ağrı
  - dolgunluk hissi
  - bulantı-kusma
  - kramplar
- **Akut prezentasyon**
  - kanama
  - obstruksiyon
  - perforasyon

# Anatomi

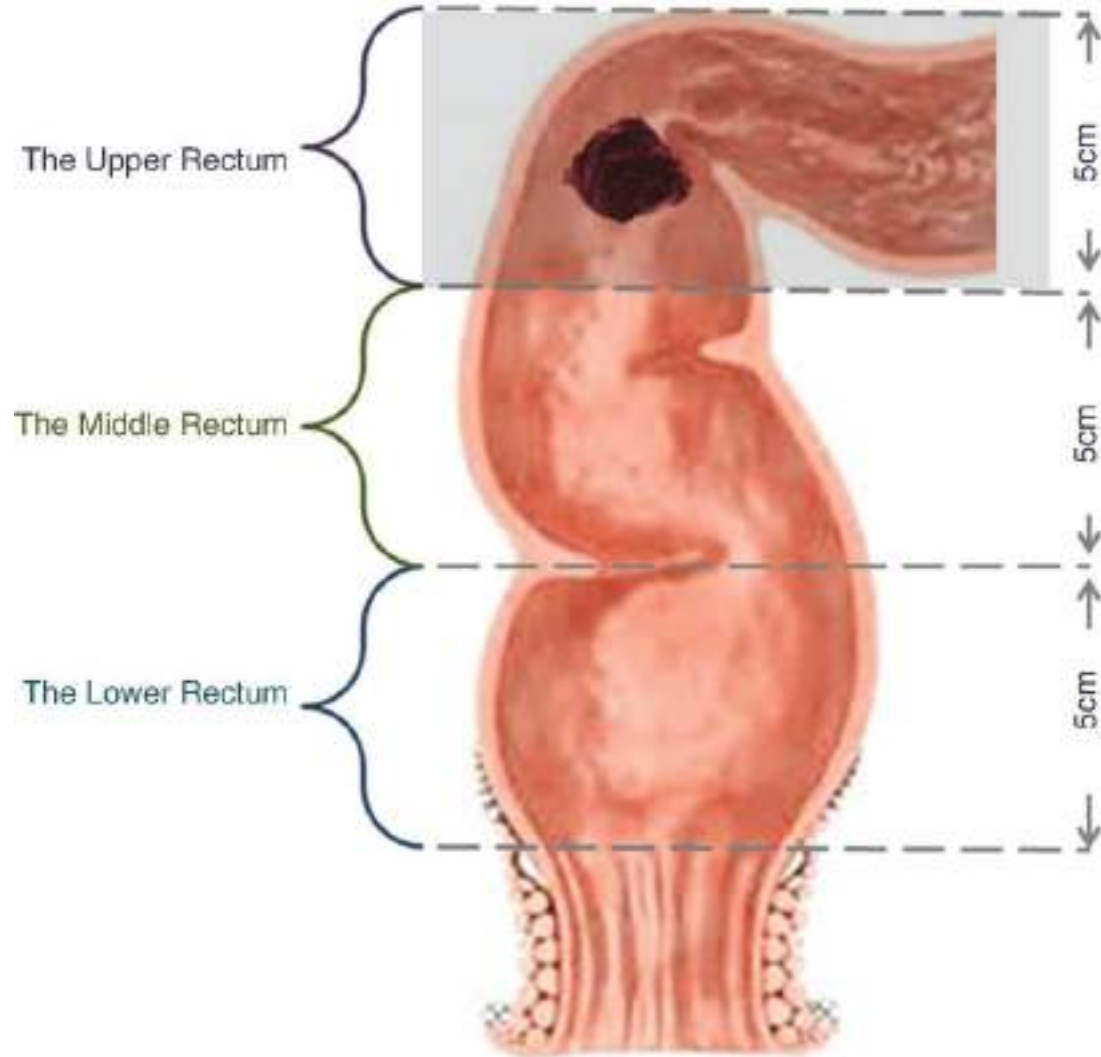


# Patoloji

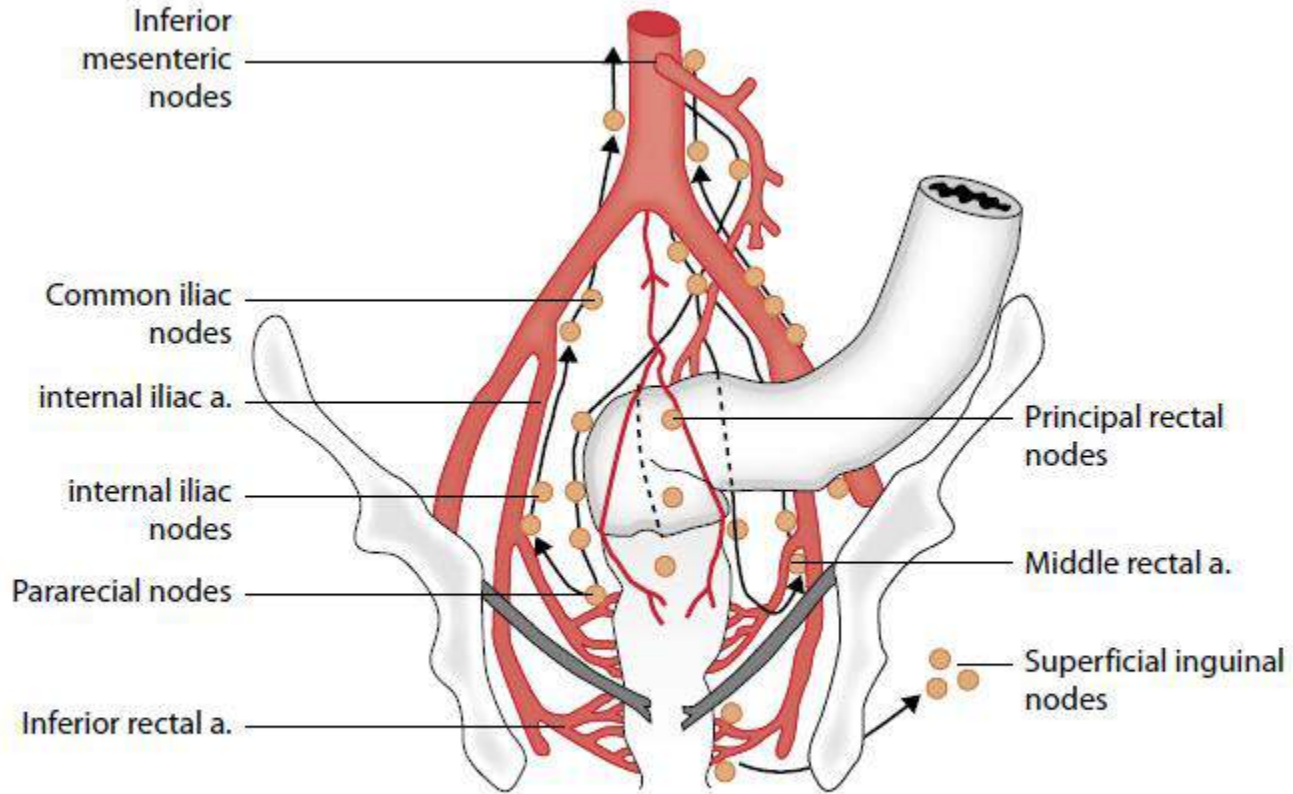
- Rektum kanserlerinin büyük bir çoğunluğu (% 95) adenokarsinomdur.
- Adenoskuamöz karsinom,
- İğsi hücreli karsinom,
- Skuamöz hücreli (epidermoid) karsinom,
- Andiferansiye karsinom.
- Melanoma



# Rektal kanserlerin yerleşimi



# Lenfatik dolaşım



Possible routes of spread of rectal cancer via lymph nodes

Rektum kanseri şüphesi



Anamnez ve fizik muayene (aile hikayesi, ağrı, semptomlar )



**Görüntüleme**

ERUS

pelvik BT, MR

akciğer grafisi

abdominal USG

toraks BT

PET/BT görüntülemesi



**laboratuvar**

tam kan sayımı

rutin biyokimya

CEA düzeyleri



**rektal ve pelvik muayene**



rektosigmoidoskopi

kolonoskopi

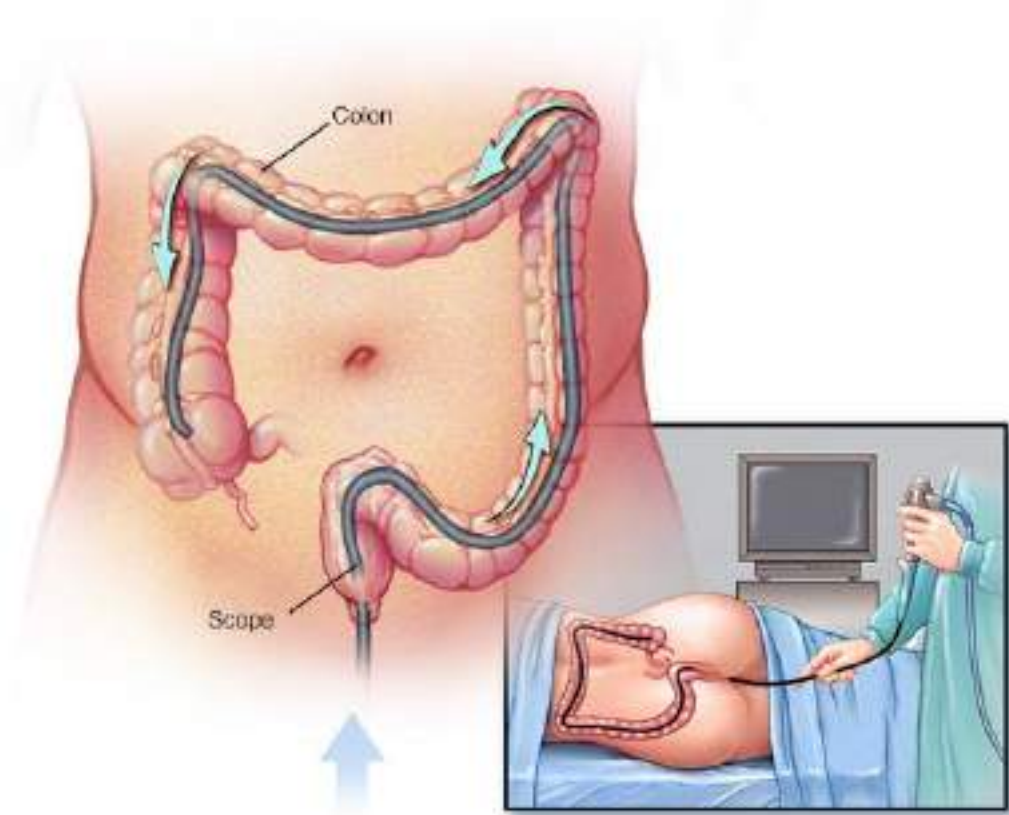


**biyopsi ve patolojik inceleme**



# Tanı

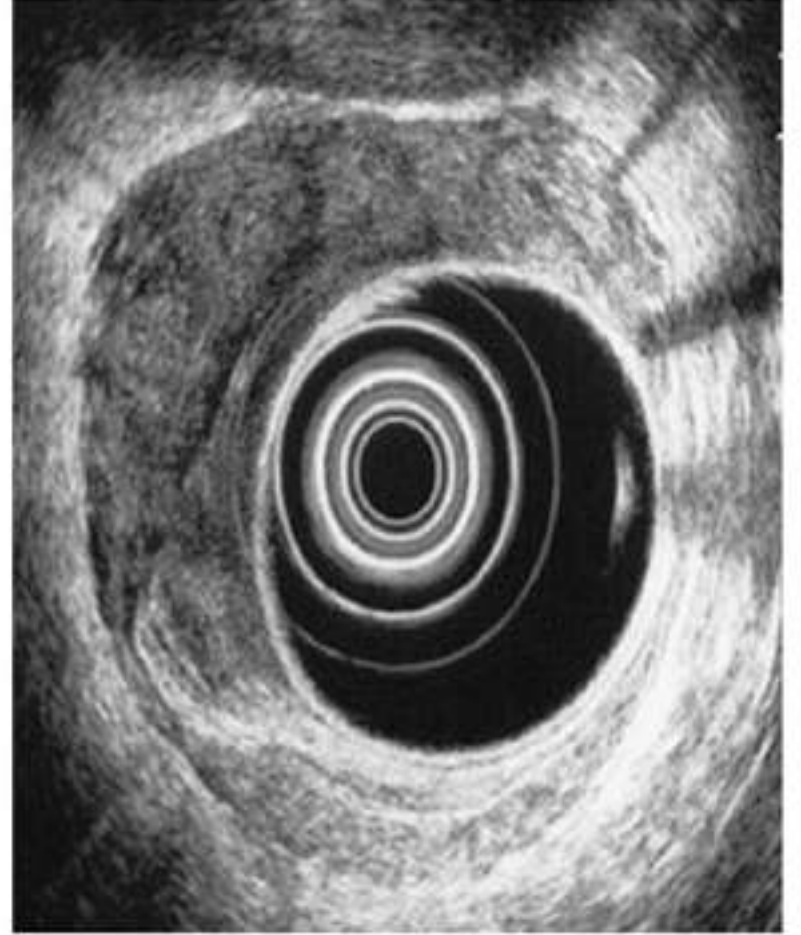
## Kolonoskopik biyopsi



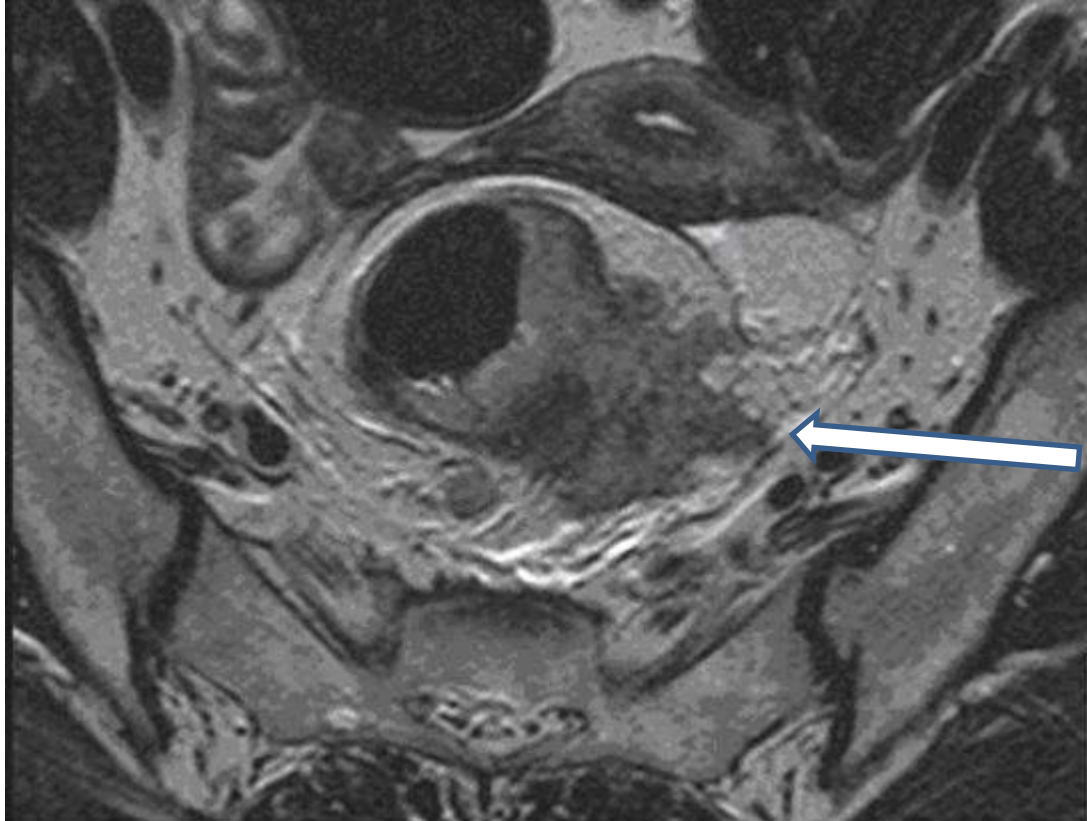


## Endorektal ultrason (ERUS)

- Klinik evreleme için kullanılmaktadır
- Rektum duvarının katmanlarının değerlendirilmesinde değerli
- T evresi için doğruluk oranı %80-95
- N evresi için doğruluk oranı %70-75
- Sfinkter tutulumunu değerlendirmede değerli bir yöntemdir

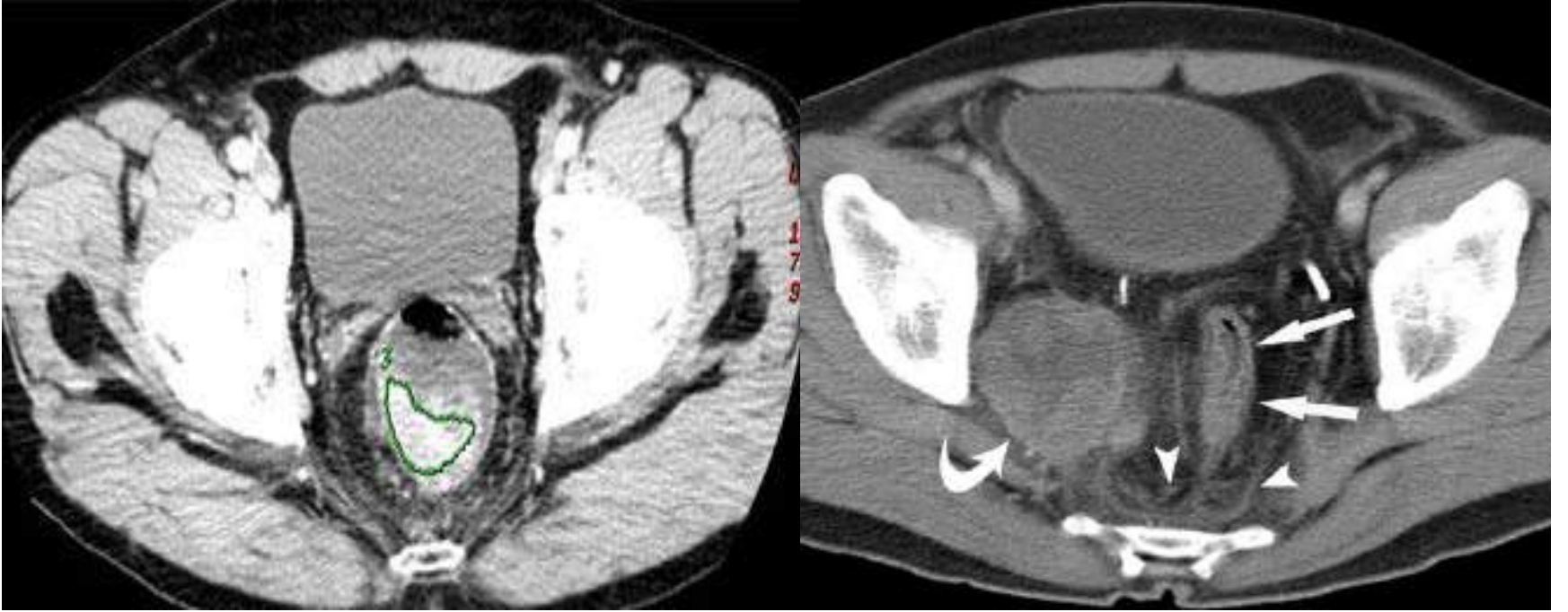


# MR



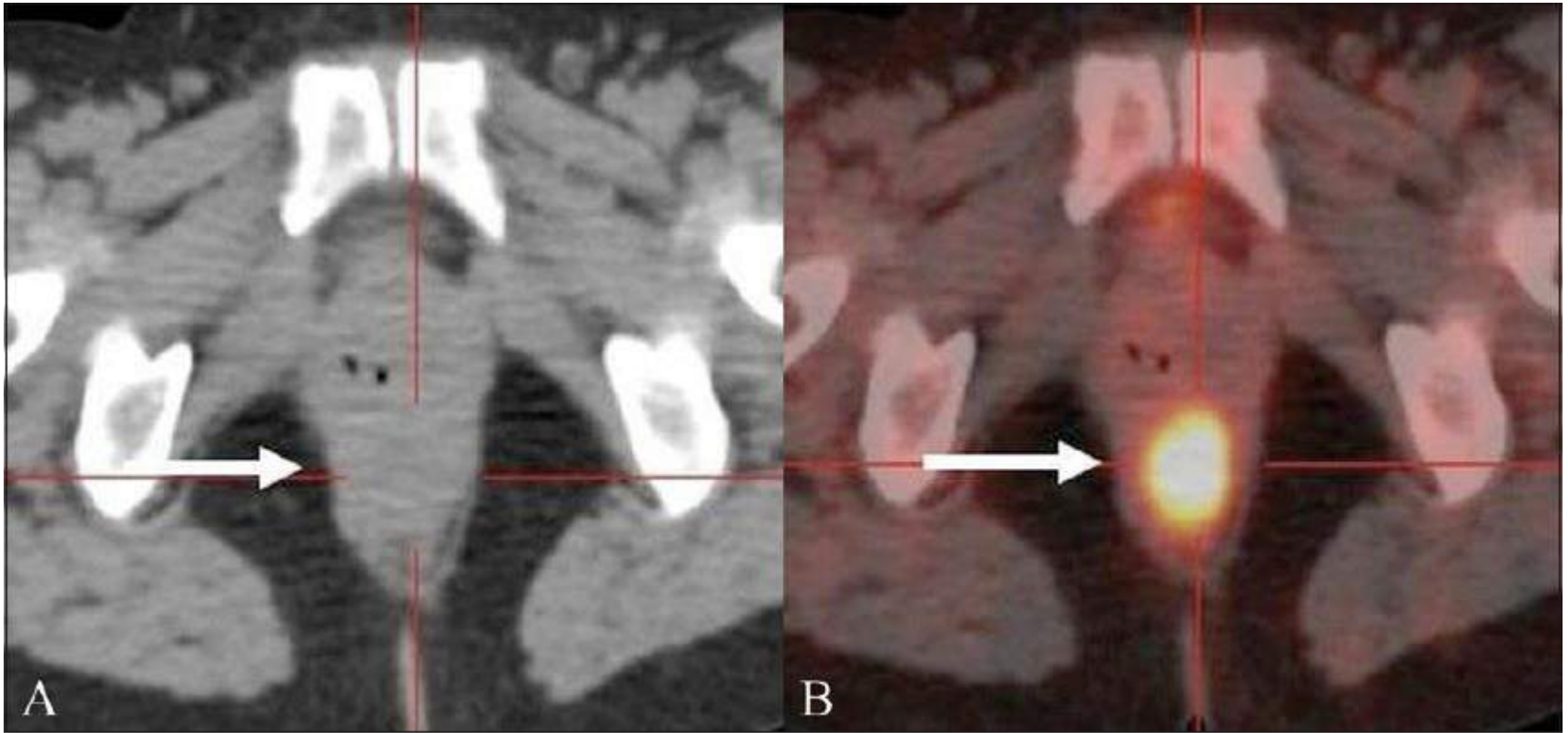
T ve N evresi için doğruluk oranı %82-84

BT



T evresi için doğruluk oranı %73  
N evresi için doğruluk oranı %66

# PET/CT



- Rektum kanseri tedavisinde amaçlar
  - Kür sağlanması
  - Hayat kalitesi
    - Sfinkter korunması vs kolostomi
    - Anorektal fonksiyon
      - tedavinin erken ve geç toksisitesi

# Tedavi

## Cerrahi

### Radikal

- abdominoperineal rezeksiyon (APR)
- low anterior rezeksiyon (LAR)
- proktectomi ve koloanal anastomoz
- total mezorektal eksizyon

### Konservatif

- transanal eksizyon
- transanal endoskopik mikrocerrahi (TEM)

## Kemoterapi

- 5FU
- FOLFOX
- lökovorin
- FOLFIRI
- oksaliptatin
- lökovorin/5FU
- irinotekan
- kapesitabin
- bevasizumab
- bevasizumab ile kombinasyonlar
- setuksimab

## Radyoterapi

### Küratif

- preoperatif (neoadjuvan)
- postoperatif (adjuvan)

### İntraoperatif RT (IORT)

### Endokaviter brakiterapi

### Palyatif

# Transanal rezeksiyon

tümör boyutu < 3 cm

< %30 çevresel tutulum

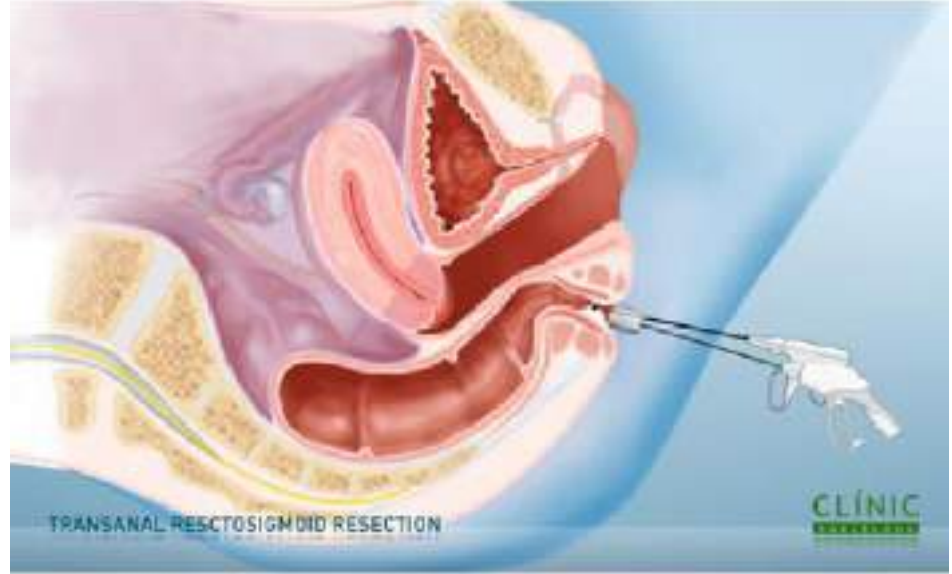
anal verge'den en fazla 8

cm proksimalde

iyi-orta diferansiye

lenfovasküler invazyon (-)

perinöral invazyon (-)



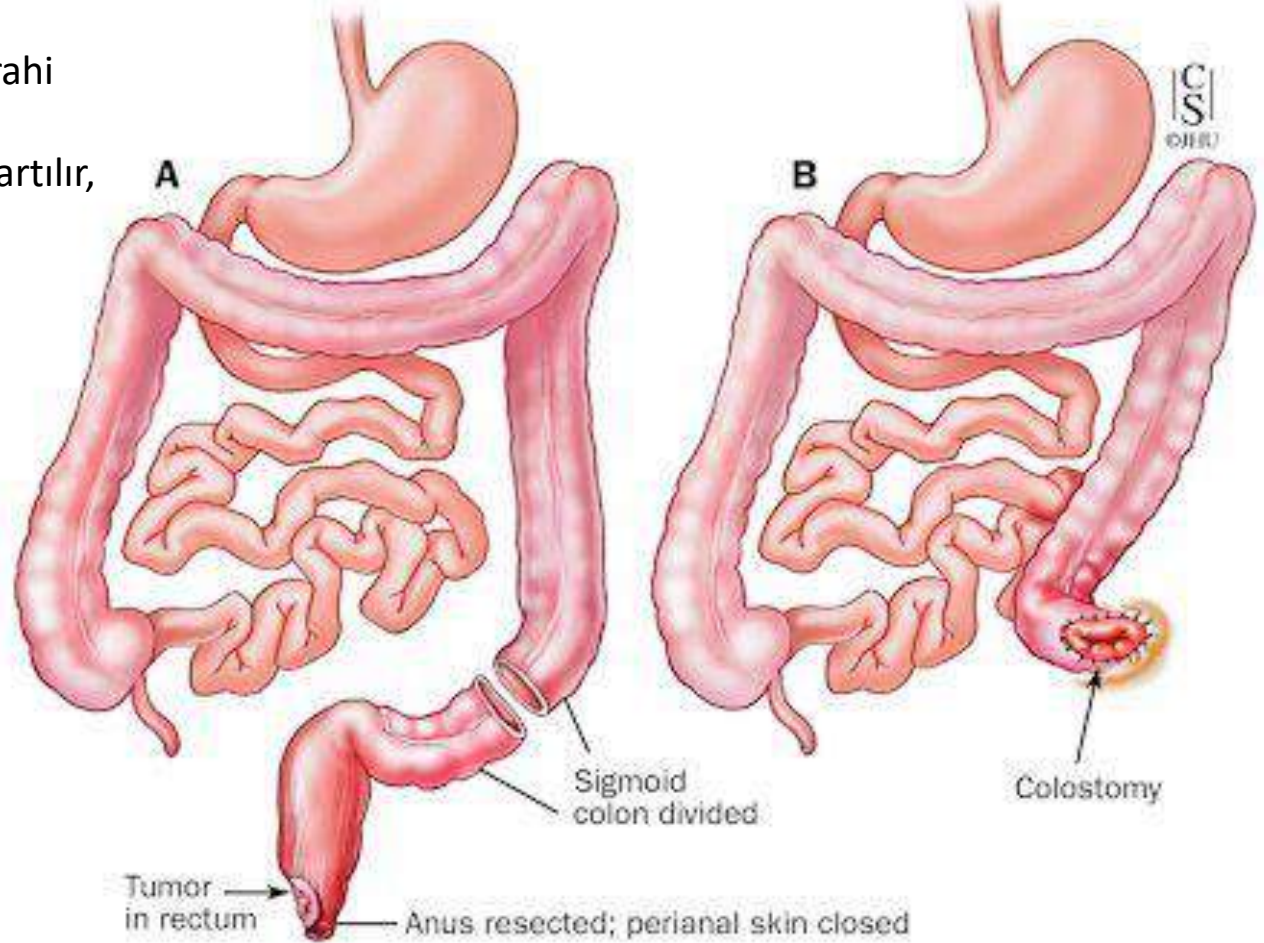


# Kalıcı kolostomili cerrahi (Abdominoperineal rezeksiyon)

Sfinkteri koruyamayan cerrahi

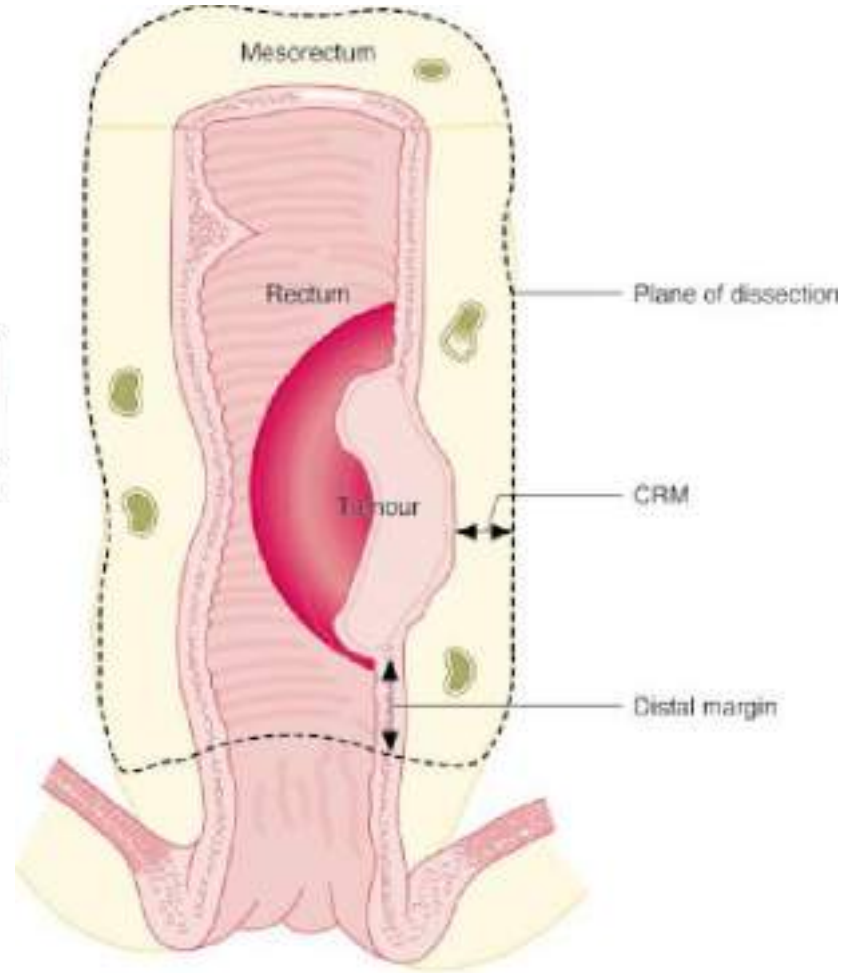
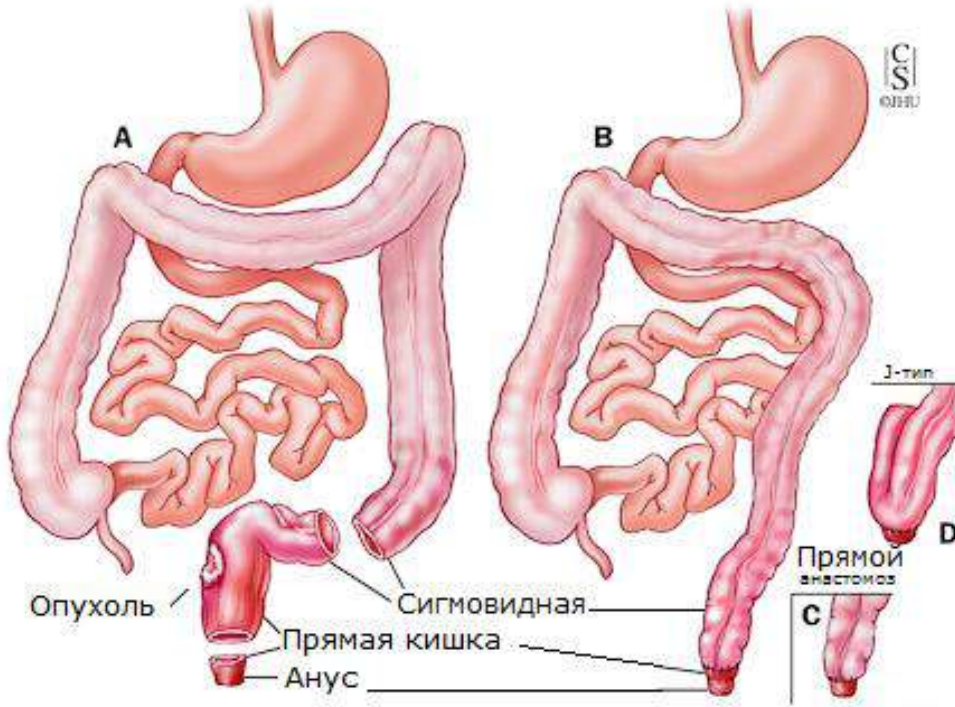
tümöral doku + rektum çıkartılır,  
kalıcı kolostomi yapılır

düşük hayat kalitesi





# Kalıcı kolostomisiz cerrahi (Low anterior rezeksiyon)



tümöral doku + rektumun bir kısmı  
çıkartılır  
uç-uca anastomoz yapılır, kalıcı kolostomi  
yoktur

# Tedavi Yaklaşımları

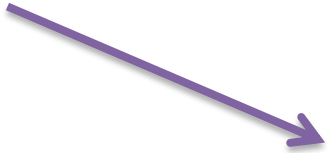
## Evre I (T1-2 N0 M0) rektum kanseri

### Lokal eksizyon

- tümör boyutu < 3 cm
- < %30 çevresel tutulum
- anal verge'den en fazla 8 cm proksimalde
- iyi-orta diferansiye
- lenfovasküler invazyon (-)
- perinöral invazyon (-)

### Radikal cerrahi rezeksiyon

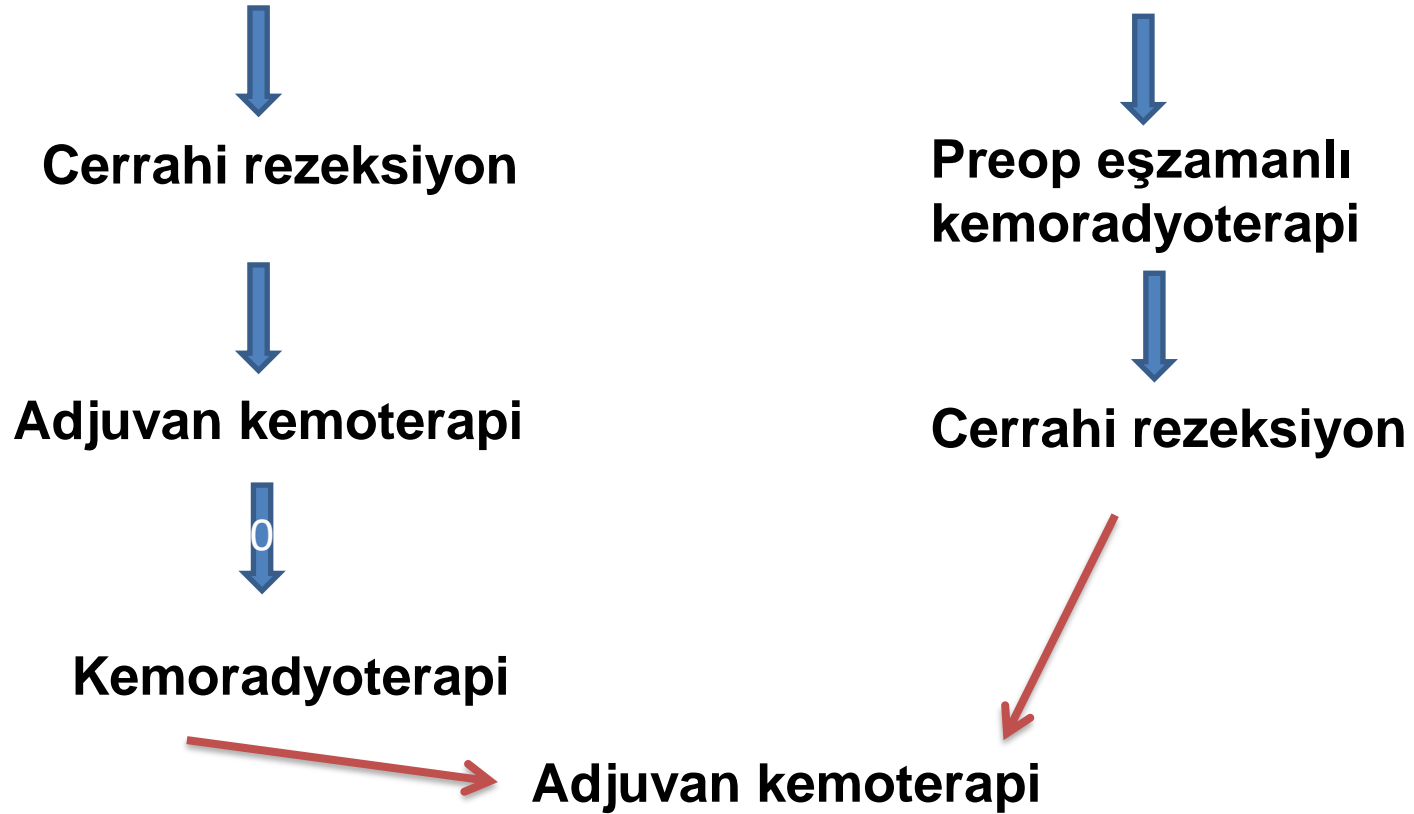
Abdominoperineal rezeksiyon  
Low anterior rezeksiyon



### Adjuvan kemoradyoterapi

- T3 lezyonlar için

## Evre II-IIIc (T3N0-T4N2b) rektum kanseri tedavisi



# Evre IV rektum kanseri tedavisi

- Metastatik hastalıkta

- her hasta bireysel olarak ve
- multidisipliner yaklaşımla değerlendirilmeli

## Evre IVA rektum kanseri



primere yönelik eş zamanlı kemoradyoterapi



primer tümör ve metastazın cerrahi tedavisi



kemoterapi

## Evre IVB rektum kanseri



kemoterapi



primer lezyon ve/veya  
metastaz için cerrahi



palyatif radyoterapi

# Radyoterapi

- **Neoadjuvan (cerrahi öncesi): Kemoradyoterapi**
  - lokal ileri hastalıkta (T3 veya lenf nodu pozitif olanlarda)
  - rezeksiyonu kolaylaştırır
  - alt rektum yerleşimlilerde kolostomiye önlemek için
- **Adjuvan (Cerrahi sonrası) kemoradyoterapi:** T3 veya lenf nodu pozitif olanlarda nüksü önlemek için
- Palyatif amaçlı

# Preop. tedavinin avantajları ve dezavantajları

## Avantajları

- Büyük tümörlerin hacimlerini küçülterek rezektabiliteyi artırması
- Operasyon sırasında cerrahi alana implante olabilecek tümöral hücreleri eradike etmesi (lokal rekürrensi azaltır)
- Dolaşıma kaçabilecek tümör hücre sayısını ve uzak metastaz riskini azaltması
- Tümöral hücreler cerrahi öncesinde daha oksijene ve RT'ye daha duyarlı
- SFİNKTER KORUYUCU CERRAHİ

## Dezavantajları

- Erken evre veya metastatik tümörlerin fazladan tedavisi (over-treatment)
- Cerrahi girişimin gecikmesi
- Patolojik evrenin olmaması

# Postop. tedavinin avantajları ve dezavantajları

## Avantajları

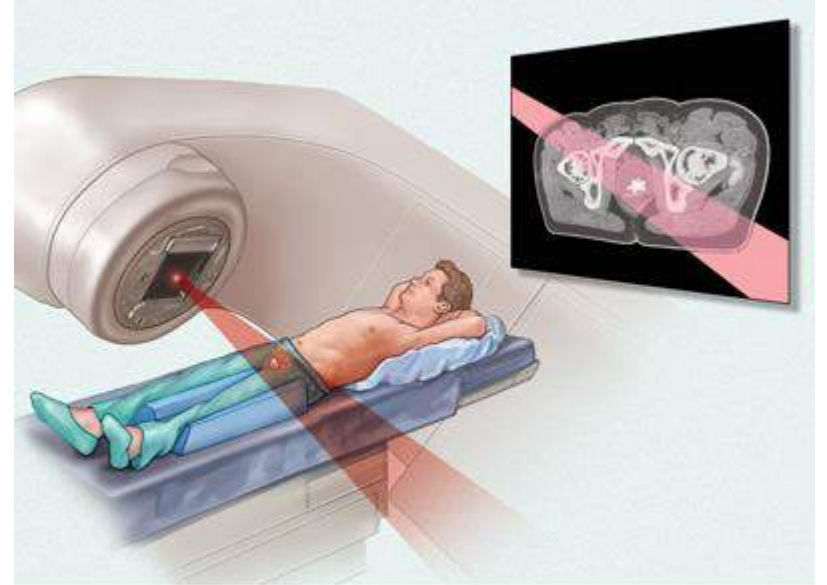
- Patolojik evreleme yapılmış olacağı için RT endikasyonu daha güvenli konur
- Tümör yayılımı bilindiği için, RT alanı daha iyi dizayn edilir
- Yara iyileşmesi tamamlandığı için komplikasyon riski azalmıştır

## Dezavantajları

- Cerrahi sonrası ortamın hipoksik olması nedeniyle RT'nin etkinliğinin azalması,
- Postoperatif yapışıklıklar nedeniyle, RT'ye bağlı ince barsak yan etkisinin fazla olması,
- APR sonrası perineal skarın RT alanına dahil edilmesi nedeniyle alanın büyümesi

# simulasyon

- Supine/prone pozisyon
- Bilgisayarlı tomografi tabanlı tedavi planlanması
- Rektum boş olmalı
- Mesane dolu
- APR yapılanlarda perineal bölge alan içine dahil edilmeli





## Tedavi alan sınırları

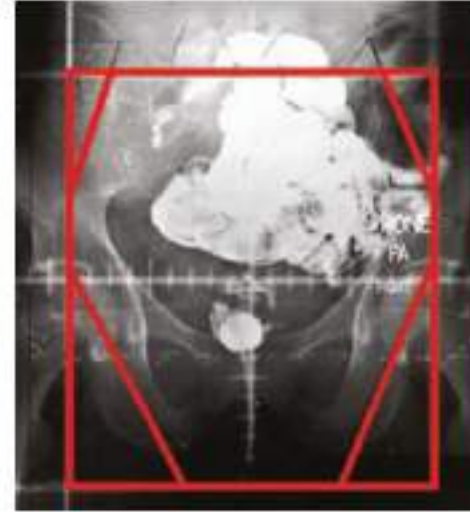
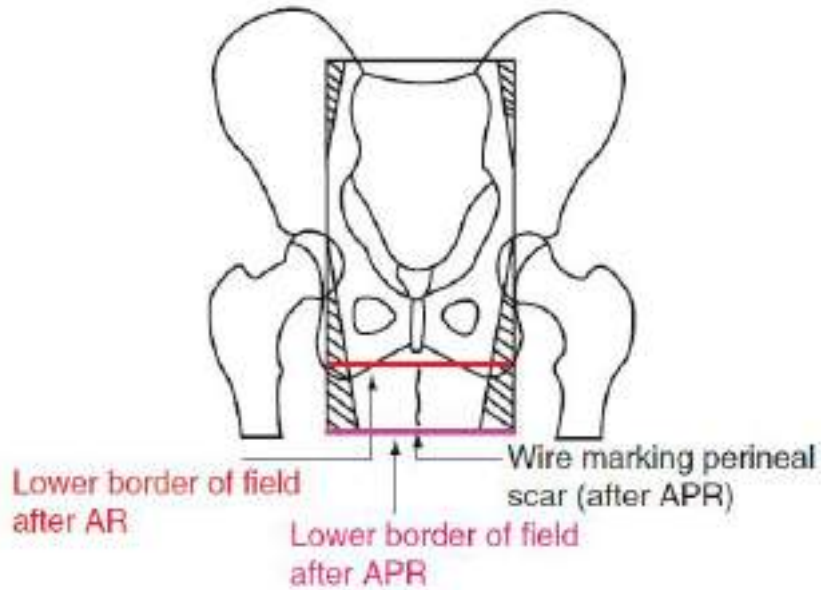
**Ön-arka alanlar** : Superior: L5 - S1 arası

Inferior (pre-op): palpe edilebilir kitlenin 3–5 cm aşağısı

Inferior (post-op): APR sonrası perine radyoterapi alanına dahil edilir

LAR sonrası anastomoz hattından 2–3 cm aşağısı

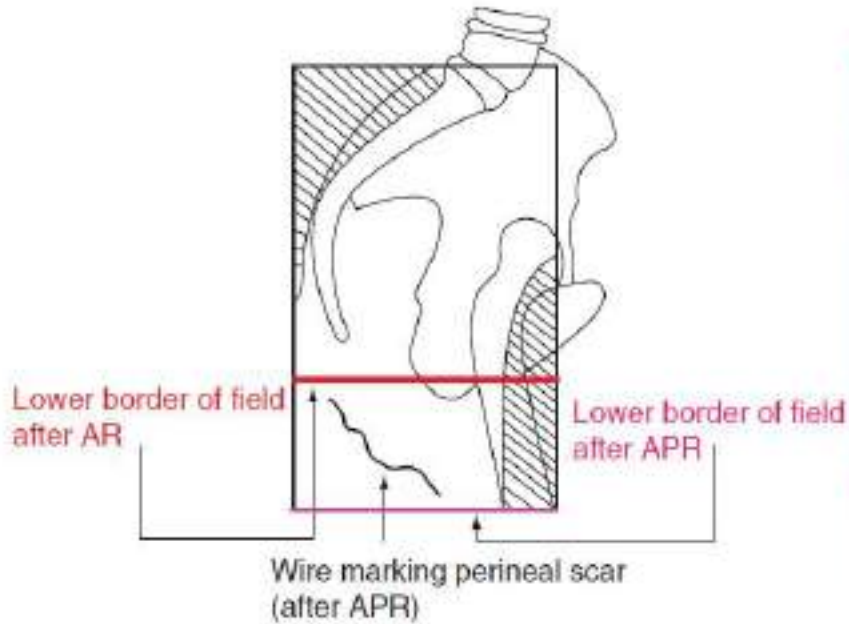
Lateral: 1.5–2 cm lateral to the pelvik brim



Conventional anterior–posterior RT fields in rectal cancer

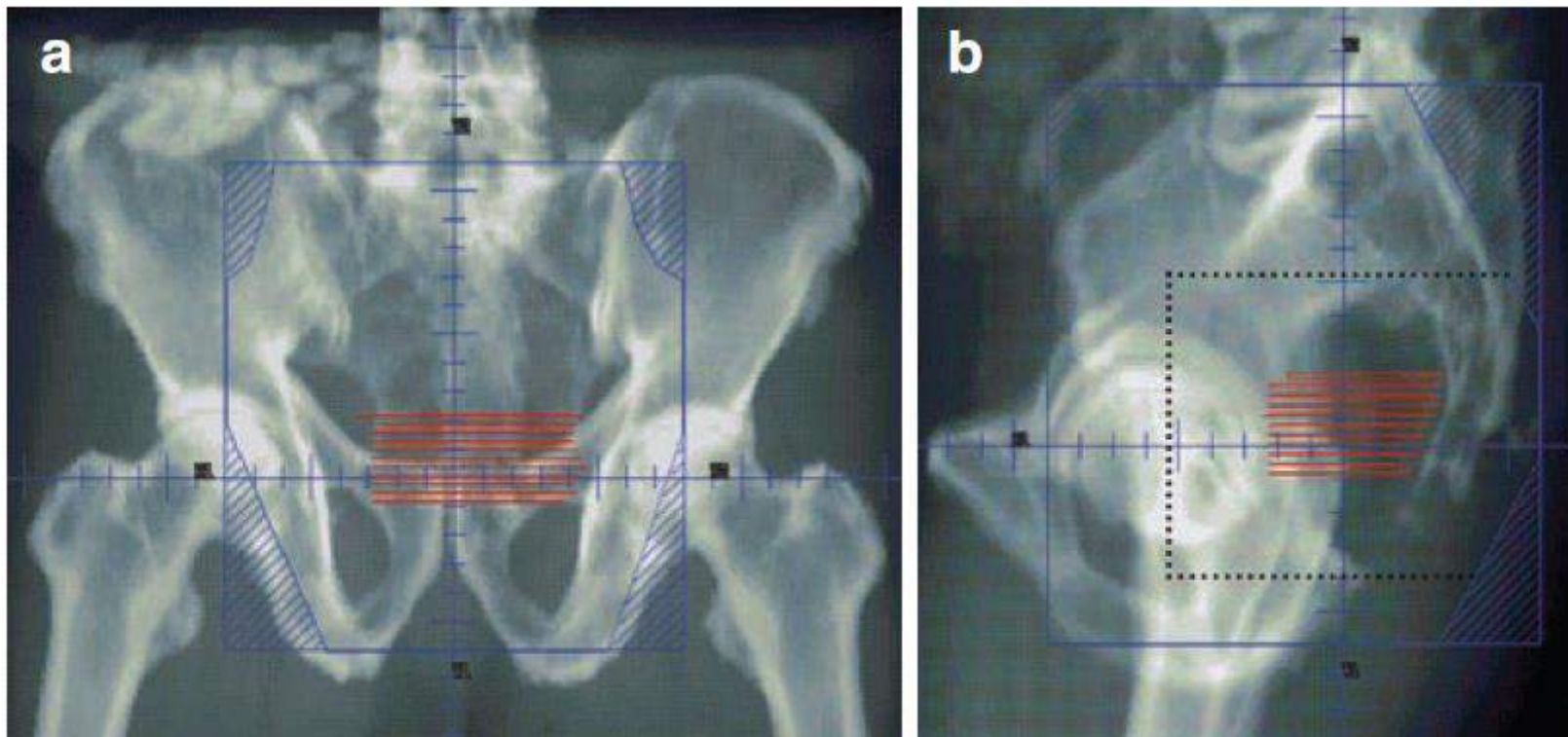
# Lateral alanlar

- Superior/Inferior: AP/PA olduğu gibi  
Anterior (T3 hastalıkta ): pubik kemiğin posterior sınırı  
Anterior (T4 hastalıkta): pubik kemiğin anterior sınırı  
Posterior: Tüm sakrum dahil edilir



Conventional lateral RT field in rectal cancer





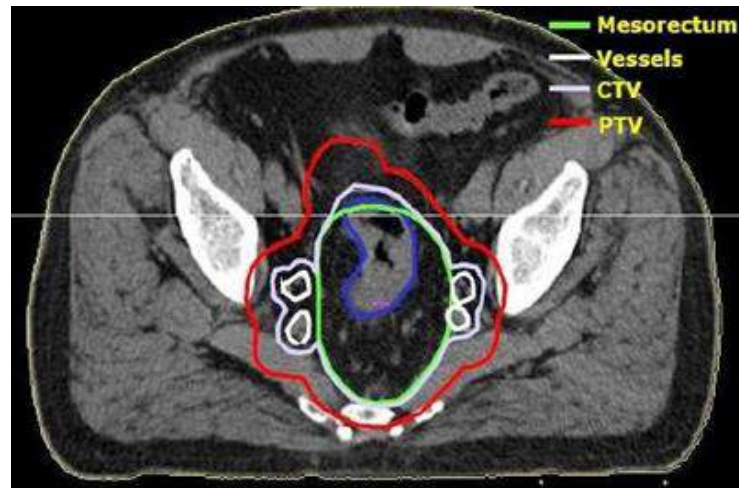
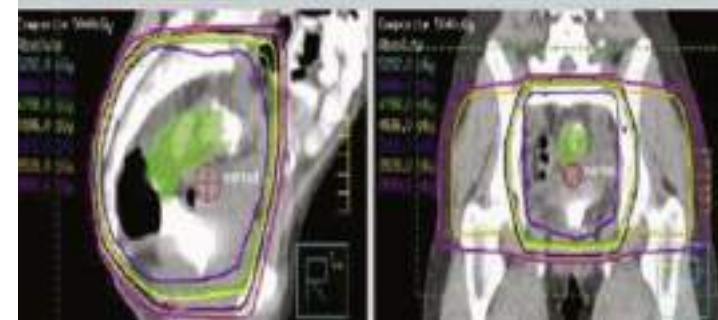
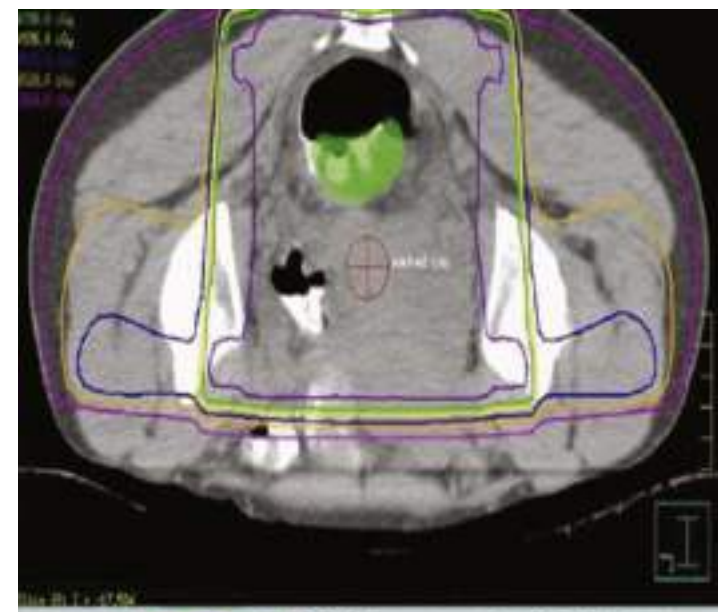
(a) PA and (b) lateral DRRs of fields used to treat a T3N0 rectal primary.

## Klinik hedef volüm (CTV)

- Tümör / tümör yatağı + perirektal doku, presakral alan, obturator ve internal iliak lenf nodlarını içerir
- Tümöre kranial ve kaudal yönde 2 cm eklenir ve normal rektum dokusu CTV içindedir
- Önde 1 - 2 cm mesaneyi, arkada prostat / vajeni 1 - 2 cm içerir (özellikle T4 olgularda)
- Promontorium ve sakrumun ön duvarı CTV içindedir

## Planlama hedef volümü (PTV)

- CTV + 1 - 1.5 cm



# Radyoterapi dozları

Preop dozlar: 45 Gy/1.8 Gy, 25 fraksiyon

boost 5.4 Gy/1.8 Gy, 3 fraksiyon **45-50.4 Gy**

Definitif(küratif, sadece radyoterapi): 45 Gy/1.8 Gy, 25 fraksiyon

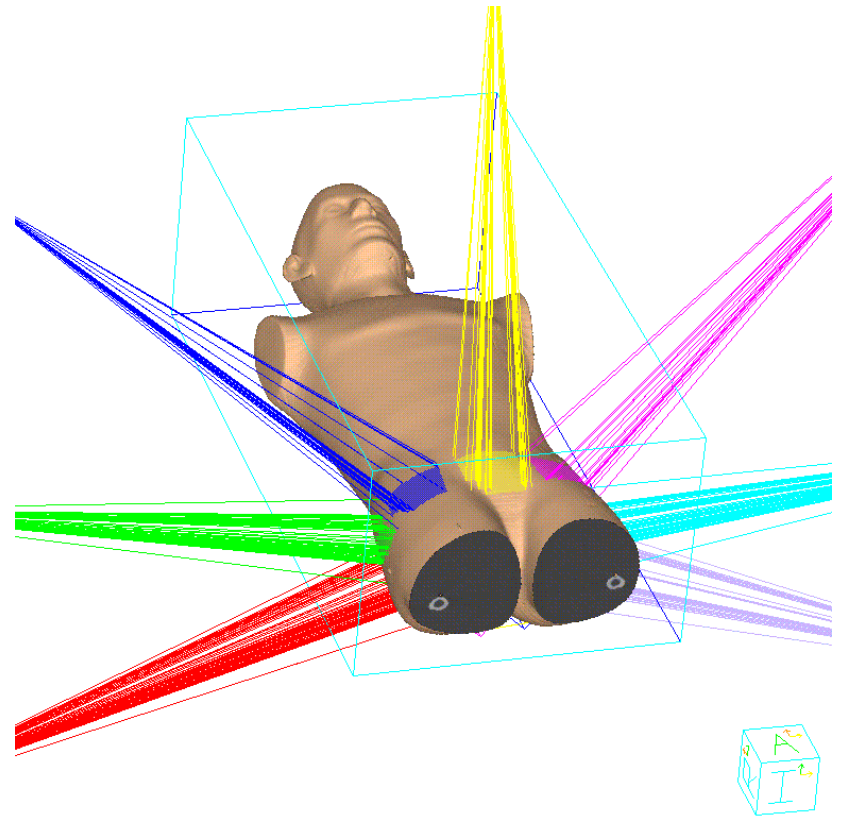
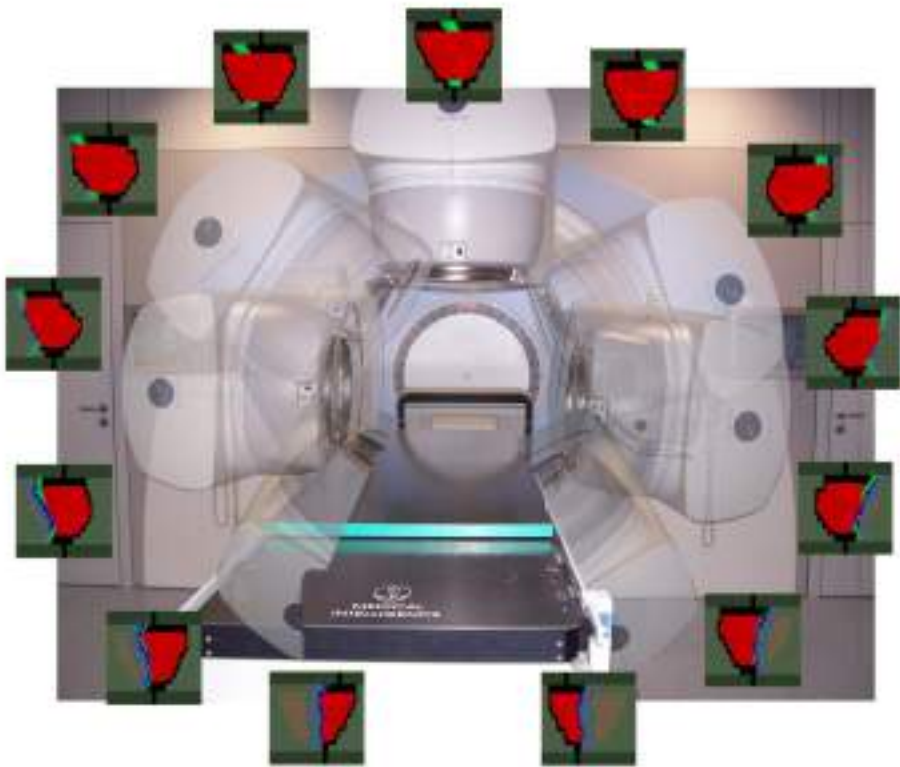
boost 9 Gy/1.8 Gy, 5 fraksiyon **54 Gy**

Postop dozlar: 45 Gy/1.8 Gy, 25 fraksiyon **45 Gy**

# Normal doku doz sınırlamaları

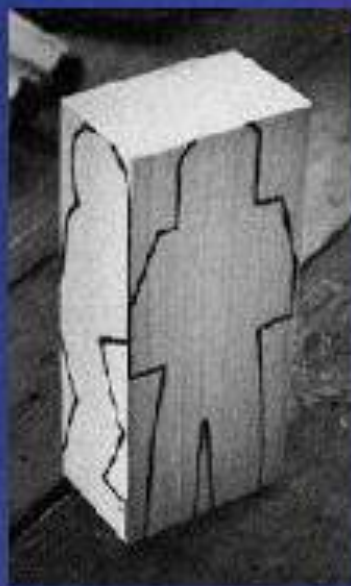
- İnce barsak: 45–50 Gy
- Femur başları: 50 Gy
- Mesane: 65 Gy
- Rektum: 60 Gy





# Dose Sculpting

2-D Planning



3-D

Conformal



IMRT





OSOFT  
Flash-swf-converter.com

1/10001 - 12:00 AM

Transversal - CT\_1 - 1/10001 - 12:00 AM

Transverse  
2.24cm

2.03cm

Frontal - CT\_1 - CBCT 2005/04/26 16:52 - 1/10001 - 12:00 AM

Sagittal - CT\_1 - CBCT 2005/04/26 16:52 - 1/10001 - 12:00 AM

1.83cm

1.31cm

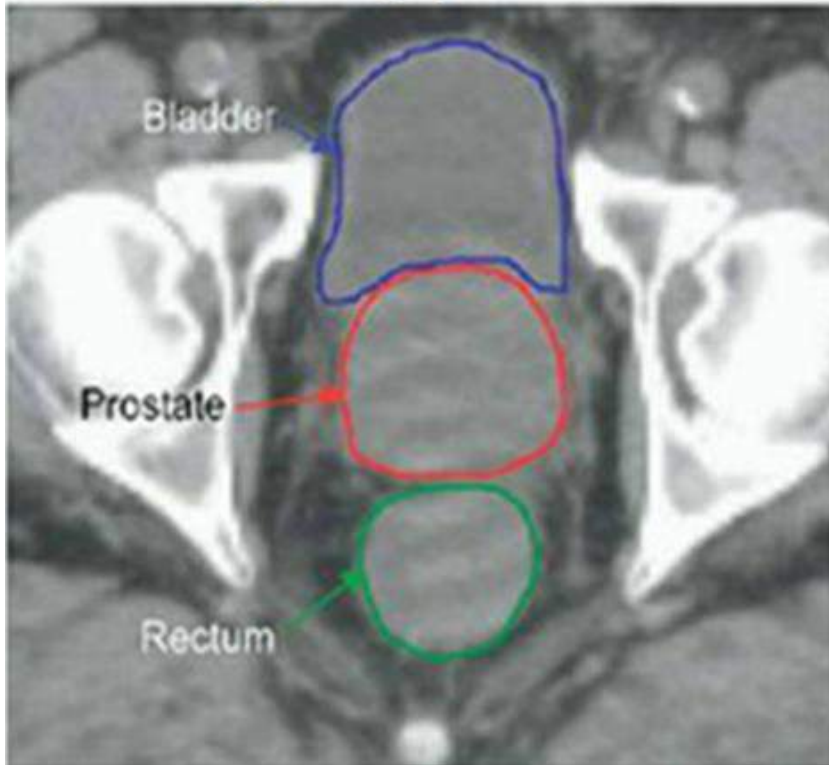
Couch Shift (VAR\_REC Scale)

	TARGET	ACTUAL	SHIFT		TARGET	ACTUAL	SHIFT	
Couch Yt	11.8	12.6	.8	<input checked="" type="checkbox"/> Include	Couch Lat	7.3	0.0	-7.3
Couch Lng	148.5	148.4	0.1	<input checked="" type="checkbox"/> Include	Couch Rtn	399.8	0.2	-0.4

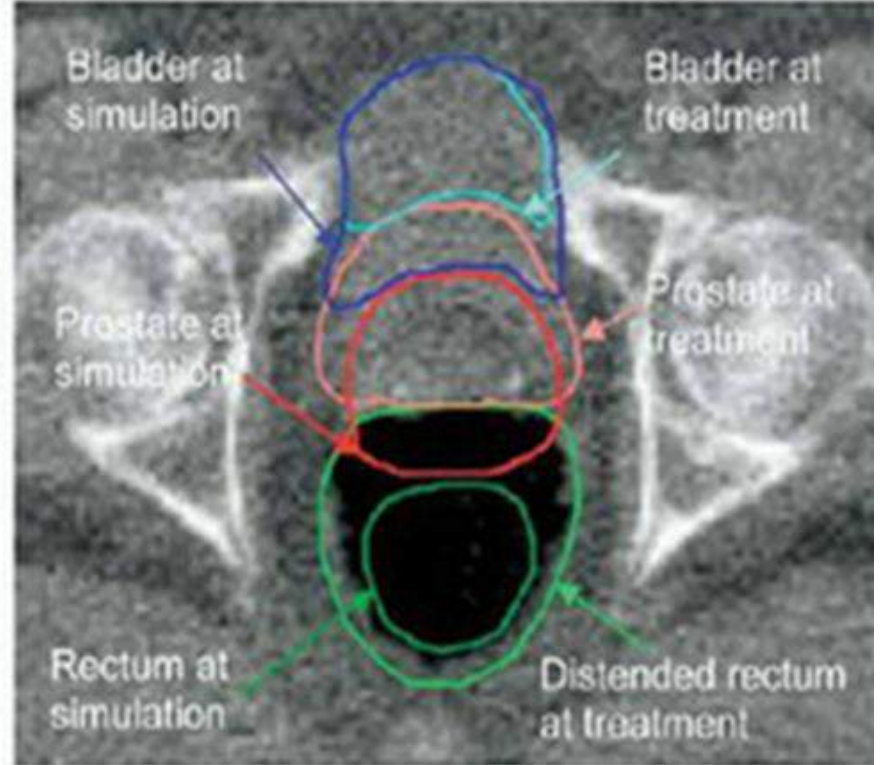
All units in cm and degrees

Reset Shift
Apply Shift

**radoterapi planlama BT**



**tedavi odasında çekilen BT**



# Yan etkiler

## **Akut yan etkiler**

Diyare

Dizüri

Yorgunluk

Cilt reaksiyonları

Hematolojik toksisite

## **Kronik yan etkiler**

Bağırsak alışkanlıklarında değişiklik

Rektal urgency

Diyare

Anastomotik darlık

İnce bağırsak darlığı

# Takip

- Rektal kanserlerde rekürrens oranları yüksektir, takip önemlidir
  - İlk kontrol radyoterapiden 4-6 hafta sonra
  - 1-2. yıllarda 3-4 ayda bir
  - 3-5. yıllarda 6 ayda bir
  - 5. yıldan sonra yıllık takip
    - anamnez, fizik muayene
    - görüntüleme teknikleri
    - kan tetkikleri
    - kolonoskopi
    - proktoskopi

# Hodgkin Lenfomada Radyoterapi

Doç.Dr. Hakan GAMSIZ  
SBÜ Gülhane Tıp Fakültesi  
Radyasyon Onkolojisi

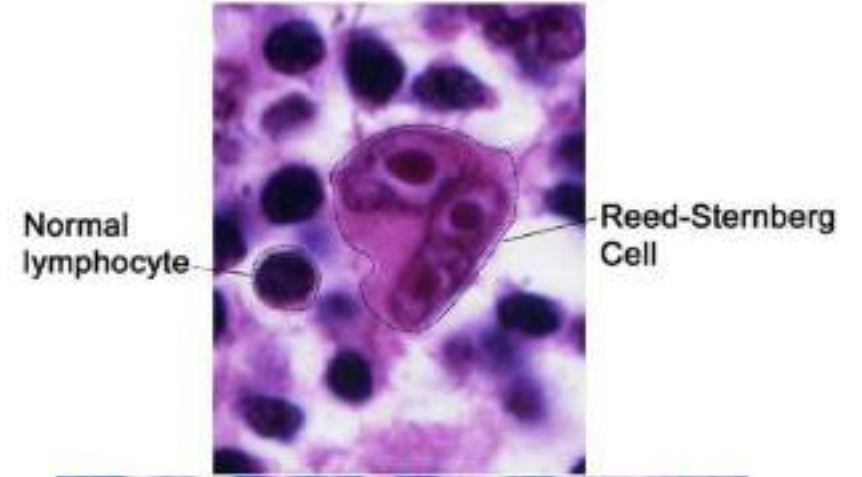
# Epidemiyoloji

- Tüm lenfomaların %10 u
- Bimodal yaş dağılımı 25-30 ve >55 yaş
- EBV ile miks sellüler HL
- HIV ile miks sellüler ve lenfositten fakir HL

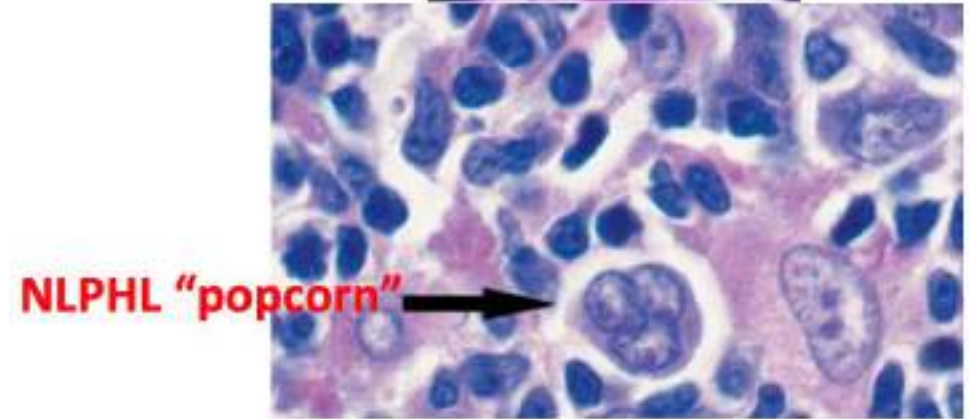
- 1.Nodüler lenfosit predominant HL (%2 - 5)
- 2.Klasik Hodgkin Lenfoma (~ %95)
  - - Noduler sklerozan HL (~ %70)
  - - Lenfositlen zengin HL (~ %10)
  - - Mikst sellüler HL (~ %20 -25)
  - - Lenfositlen yoksun HL (< %1)

# Histoloji

- Klasik tip HL: 4 alt tipi bulunmakta; karakteristik Reed-Sternberg hücreleri CD15+ ve CD30+
- Nodüler Lenfosit Predominant HL: karakteristik popcorn hücreleri CD19/CD20 + en iyi prognoz



|-



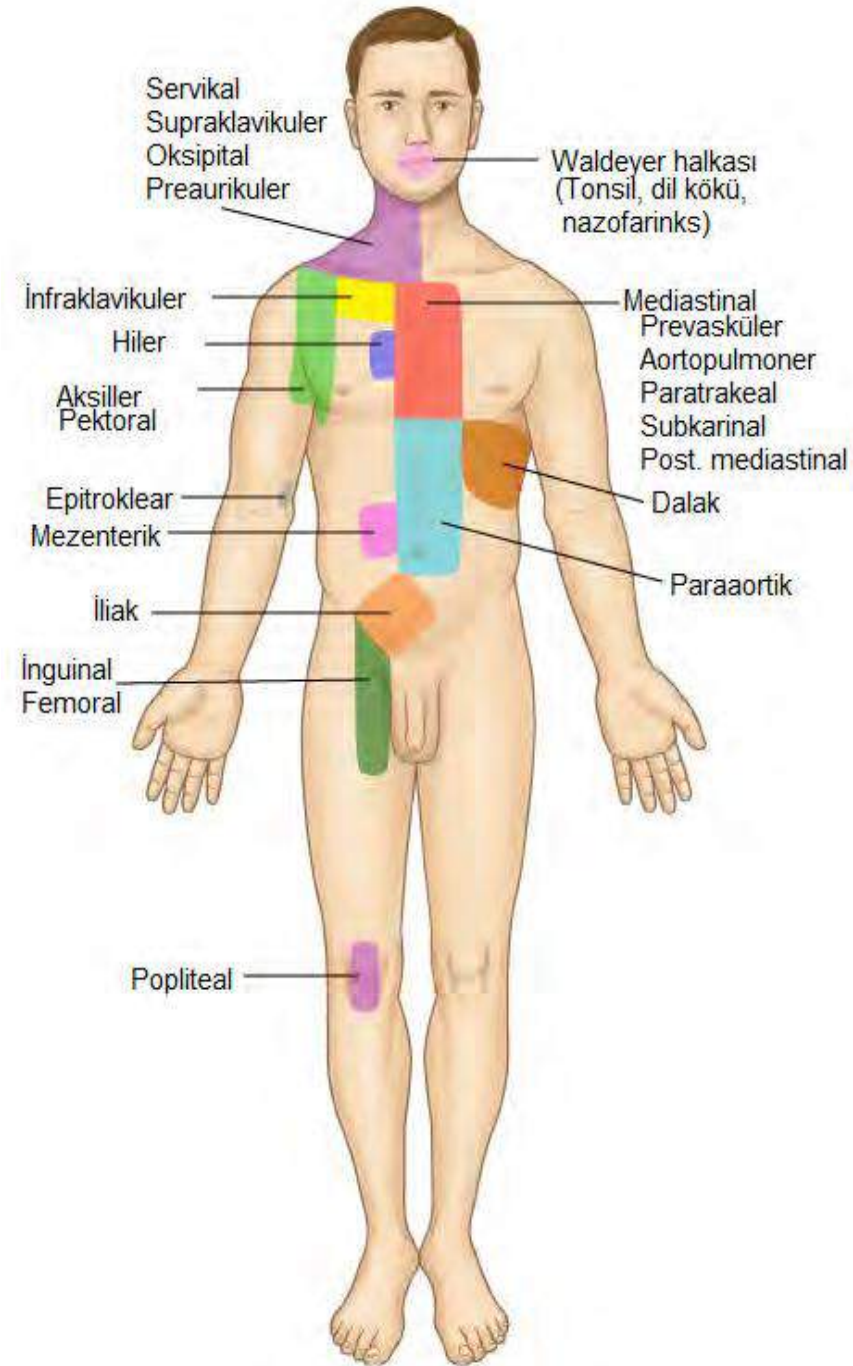


# Klinik semptomlar

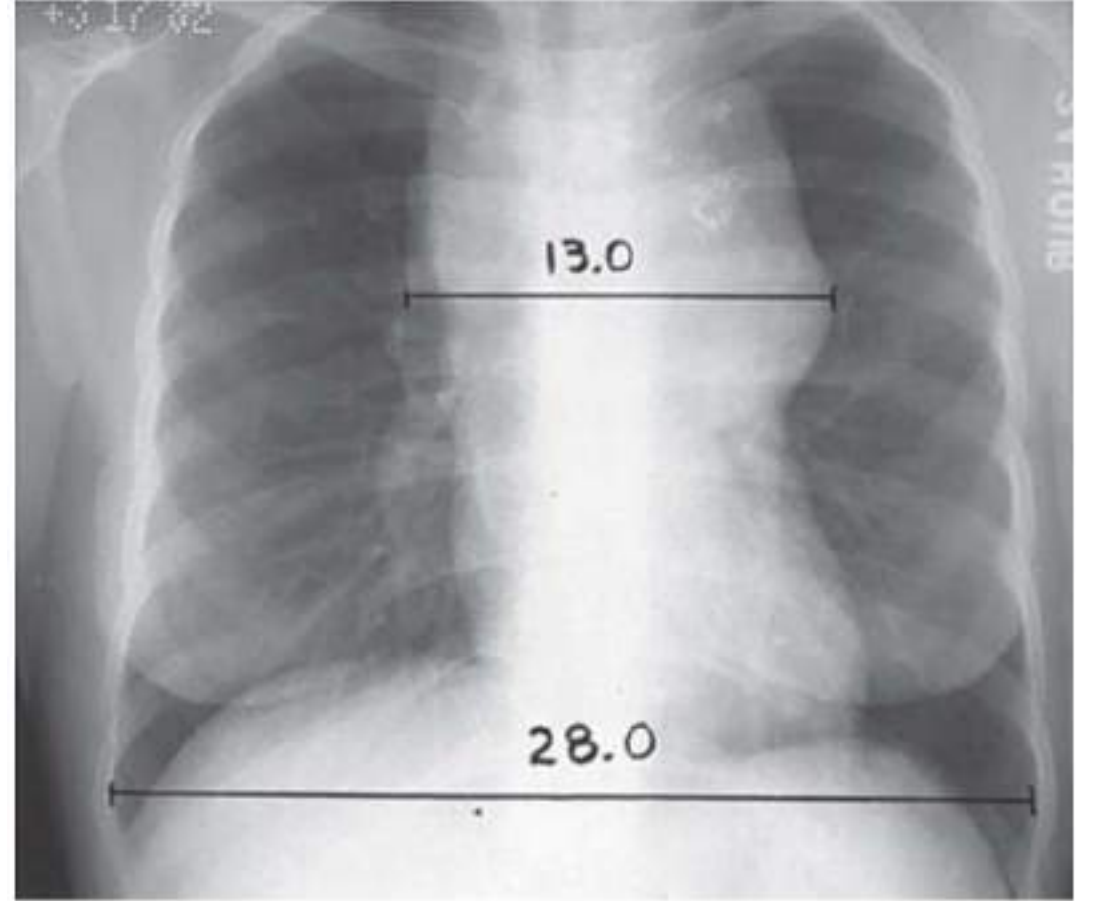
- Lenfadenopati: Lenfadenopatinin yapısı sert ve ağrısızdır. Yavaş büyüme gösterir. En sık servikal LAP görülür (% 80 olguda +) [5]. Aksiller ve inguinal bölge tutulumu nadirdir.
- Ön mediasten kitlesi sık (% 50) görülür.
- Hepatosplenomegali nadirdir
- B semptomları:  $\geq 38$  C ateş, <6 ay >%10 kilo kaybı ve gece terlemesi, vakaların %15-20 si evre I-II, lenf nodunun tam olarak incelemesi, en sık prezentasyon ağrısız lenfadenopati (servikal %80, mediastinal %50)

# Klinik değerlendirme

- Tam kan, KCFT, üre/kreatinin, ESR, LDH, ALP, albümin, rutin biyokimya, gebelik ve HIV testleri
- Lenf nodunun eksizyonel biyopsisi, B semtomları varsa, evre 3-4 ise, bulky hastalık veya rekürren hastalık durumunda kemik iliği biyopsisi
- Görüntüleme olarak akciğer grafisi, toraks ve batın BT; PET/BT taraması
- Kemoterapi öncesi fertilizasyon prezervasyonu



- Bulky hastalık: BT veya akciğer grafisinde torasik çapın 1/3 ünden büyük kitle veya 10 cm büyük kitle
- Folliküler lenfomada 6 cm den büyük kitle
- DLBCL 5-10 cm arası kitle boyutu kabul edilir



Tablo 1. Evre I-II Hodgkin lenfomada farklı grupların olumsuzluk faktörleri

Risk faktörü	GHSG	EORTC	NCIC	NCCN
Yaş	-	≥50	≥40	-
Histoloji	-	-	Karışık hücreli veya lenfositten fakir	-
Sedimentasyon ve B semptomu	>50 mm/s, asemptomatik, veya >30 mm/s ve B semptomu var	>50 mm/s, asemptomatik, veya >30 mm/s ve B semptomu var	>50 mm/s veya herhangi bir B semptomu varlığı	>50 mm/s veya herhangi bir B semptomu varlığı
Mediastinal kitle	MMR >0,33	MTR >0,35	MMR >0,33 veya >10 cm	MMR >0,33
Nodal alan sayısı	≥3	≥4	≥4	≥4
Ekstranodal lezyon	Var	-	-	-
Kitleli (Bulky) hastalık	-	-	-	>10 cm

GHSG: Alman Hodgkin Çalışma Grubu (German Hodgkin Study Group), EORTC: Avrupa Kanser Araştırma ve Tedavi Teşkilatı (European Organization for the Research and Treatment of Cancer), NCIC: Kanada Ulusal Kanser Enstitüsü (National Cancer Institute Canada), NCCN: Ulusal Kapsamlı Kanser Ağı (National Comprehensive Cancer Network), MMR: Mediastinal kitle oranı, MTR: Mediasten toraks oranı

Tablo 2. Uluslararası prognostik skor (ileri evre) (6,7)

IPS-7

Albümin <4 gr/dL  
Hemoglobin <10,5 gr/dL  
Erkek cinsiyet  
Yaş  $\geq$ 45  
Evre IV hastalık  
Lökositoz (lökosit  $>15,000/\text{mm}^3$ )  
Lenfopeni (lökosit sayısının %8'inden az veya mutlak lenfosit sayısı  $<600/\text{mm}^3$ )

0-2 puan düşük risk  
3-4 puan orta risk  
5-7 puan yüksek risk

IPS-3

Yaş  $\geq$ 45  
Evre IV hastalık  
Hemoglobin <10,5 gr/dL

0 puan düşük risk  
1-2 puan orta risk  
3 puan yüksek risk

IPS: Uluslararası prognostik skorlama

# Deauville Kriterleri (PET/BT)

Skor 1: Tutulum yok

Skor 2: Tutulum  $\leq$  mediasten

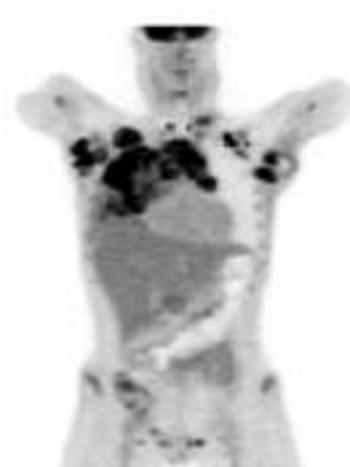
Skor 3: Tutulum  $>$  mediasten  $\leq$  karaciğer

Skor 4: Tutulum  $>$  karaciğer (orta derecede artmış)

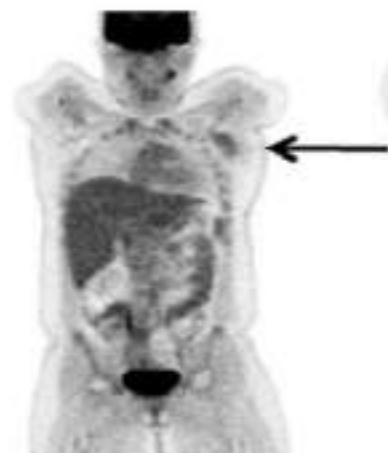
Skor 5: Tutulum  $>$  karaciğer (belirgin artmış) ve/veya yeni hastalık alanları

Skor X: Lenfoma ile ilişkili gibi durmayan yeni tutulum alanları

Staging



Response



1

2

3

4

5

No uptake FDG < MBP FDG > MBP ≤ liver FDG > liver FDG >> liver



# Tedavi Evre IA/IIA Favorable

- ABVD x 2-4 siklus sonrası PET/BT değerlendirmesi sonrası
  - Tam cevap ise ISRT 20 Gy
  - Parsiyel cevap alınmışsa ISRT 30 Gy
- Stanford V x 8 siklus sonrası ISRT 30 Gy

# Tedavi Evre I/II Unfavorable

- ABVD x 4-6 siklus sonrası 30 Gy ISRT
- Stanford V x 12 siklus sonrası 30-36 Gy ISRT (başlangıçta >5cm ise 6 Gy boost)
- eBEACOPP x 2 siklus + ABVD x 2 siklus ve 30 Gy ISRT

# Tedavi Evre III/IV

- Kemoterapi ABVD x 6+
- Stanford V x 12
- eBEACOPP x 6
- Kemoterapi öncesi bulky hastalığı olan veya tedavi sonrası rezidü hastalığı olanlarda ISRT 30-36 Gy
- Refrakter hastalığı olanlarda 36-45 Gy ISRT

# Nodüler Lenfosit Predominant HL Tedavi

- Evre IA/IIA favorable – sadece ISRT 30-36 Gy veya gözlem (soliter lenf nodu rezeke edilmiş ise)
- Evre I/II unfavorable – Kemoterapi + ISRT +/- Rituximab
- Evre III/IV - Kemoterapi + ISRT +/- Rituximab veya lokal RT (palyasyon amacıyla) veya sadece Rituximab

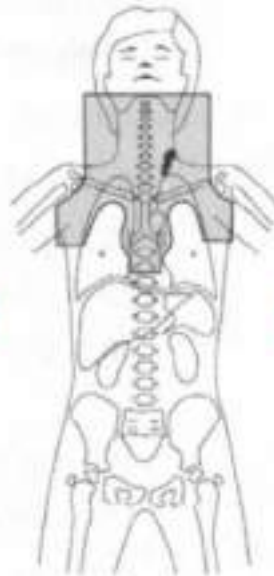
# Relaps veya Refrakter HL

- İkinci hat kemoterapi sonrası PET/BT
  - Deauville 1–3 ise yüksek doz tedavi sonrası otolog kemik iliği nakli (OKİT)+ brentuximab 1 yıl OKİT yapılmayacaksa ISRT
  - Deauville 4 ise Deauville 1–3 gibi tedavi et yada ek ikinci hat kemoterapi ve/veya ISRT
  - Deauville 5 ISRT veya ek ikinci hat kemoterapi ve/veya ISRT

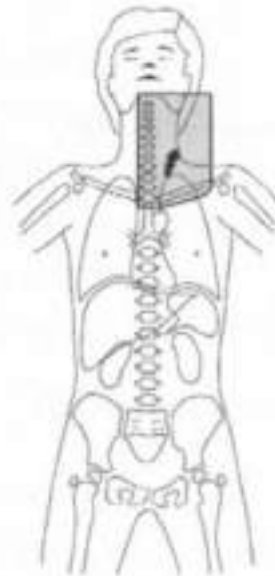
# Radyoterapi Tekniği

- Hodgkin lenfoma radyoterapisi yıllar geçtikçe görüntüleme tekniklerinin gelişmesi ve teknolojinin ilerlemesi ile birlikte gittikçe daha küçük alanlardan tedavi edilebilmesine olanak sağlamıştır

**1978**



80 % reduction



**2013**



**Total nodal**

**Regional nodal**

**Involved field**

**Involved site**

**Dose: 30-44 Gy**



**20-30 Gy**

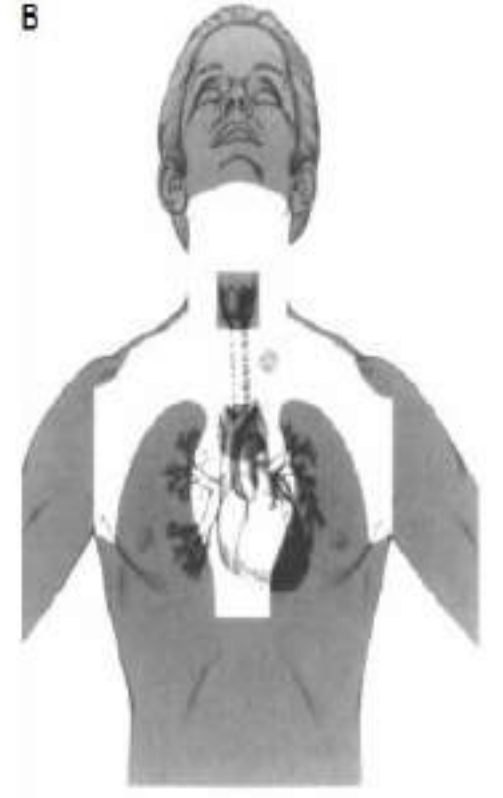
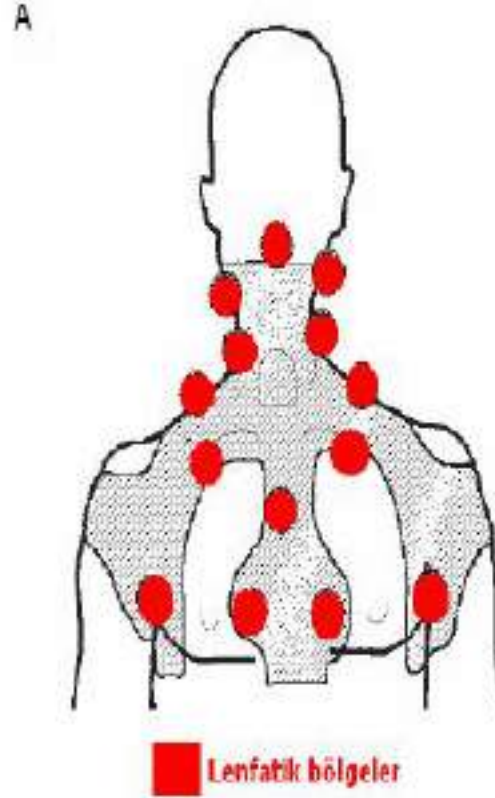
# Tedavi alanları

- Extended-field radiation (EFRT): RT alanı sadece tutulu lenf nodlarını değil aynı zamanda komşu/tutulmamış lenf nodu bölgelerini de içerir.
  - Ör: Mantle veya ters Y alanı gibi
- Involved-field radiation (IFRT): RT alanı sadece klinik olarak tutulu lenf nodu bölgeleri ile sınırlıdır.
  - Ör: Mediasten + bilateral alt supraklavikuler lenf nodları.
- Involved-site radiation (ISRT): RT alanı prekemoterapi ve postkemoterapi tümör volümlerini ve bir miktar normal doku bölgesi içerir.
- Involved-node radiation (INRT): RT alanı prekemoterapi ve postkemoterapi tümör volümlerini ve çok sınırlı (0.5-1 cm) bir sağlıklı doku bölgesini içerir.
  - INRT, tedavi pozisyonunda çekilmiş kemoterapi öncesi çekilmiş PET-BT gerektirir.

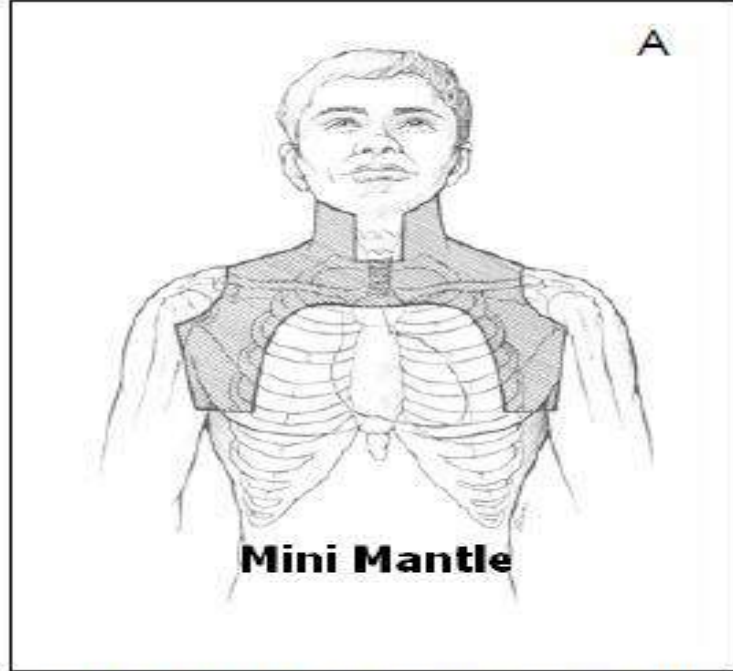


# Mantle RT

- Bilateral servikal, supraklavikuler, infraklavikuler, AC hiler, aksiller ve mediastinel lenfatikler RT alanına dahil edilir. Simülasyon olgu supin pozisyonda, başi ekstansiyonda ve aksillada cilt katlantısı olmayacak şekilde eller baş üstünde uzanmış, 90° açılmış şekilde ya da anatomik pozisyonda dirsek eklemi bükülüp eller bele konularak yapılır.

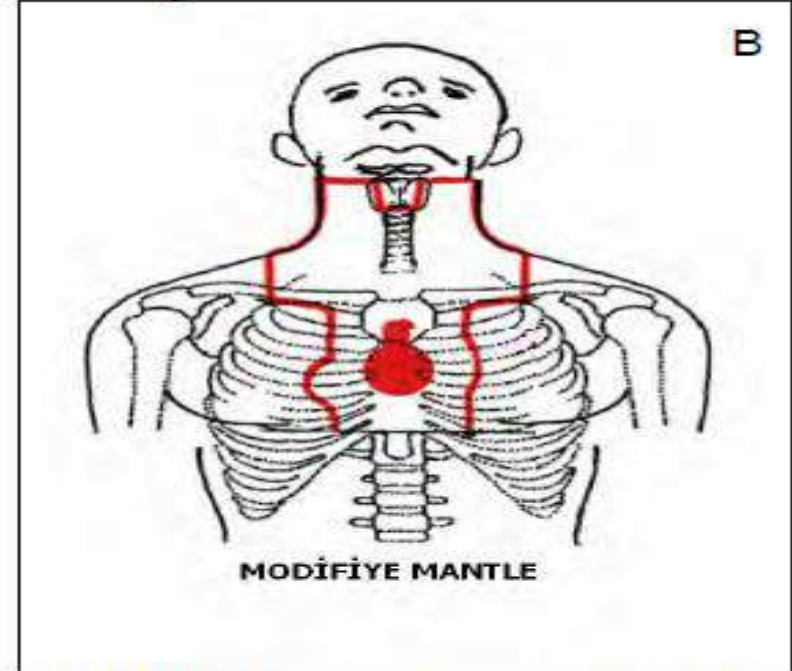


### Mini Mantle



→ Mediasten ve hiler bölgenin alan dışında olduğu Mantle

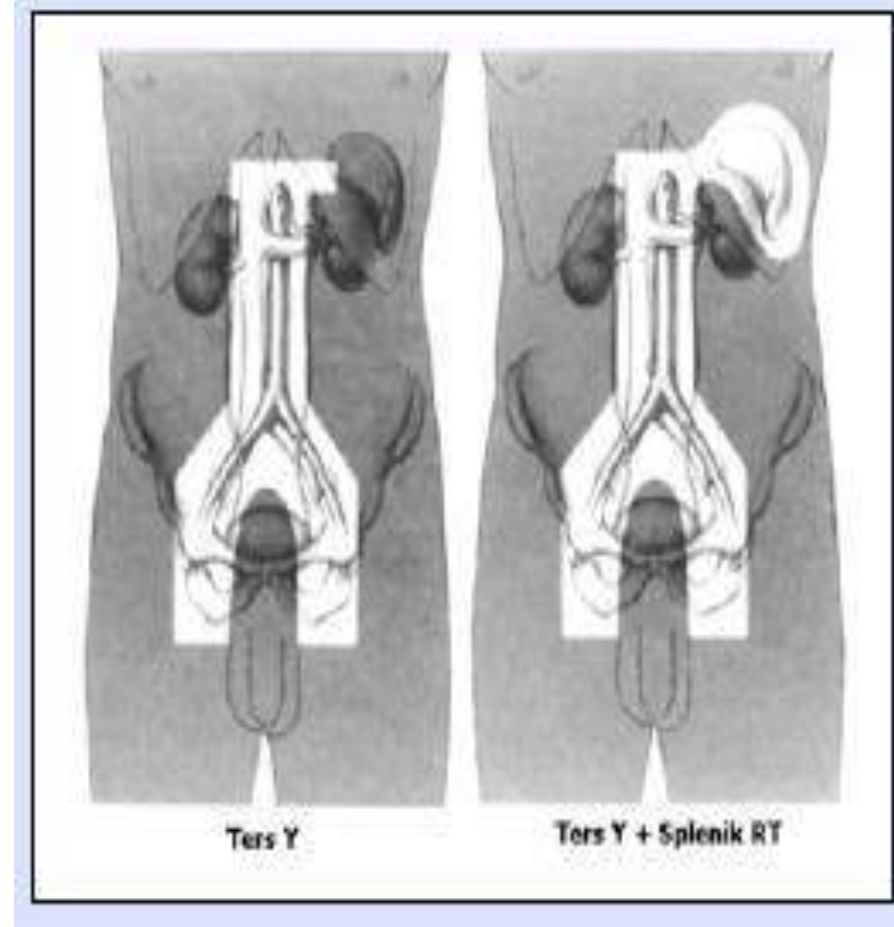
### Modifiye Mantle



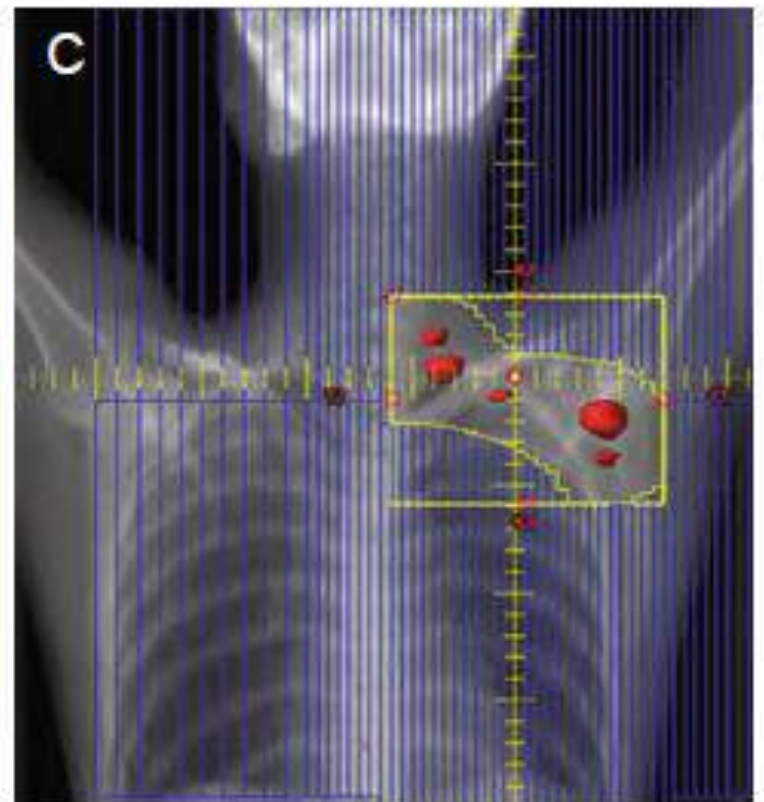
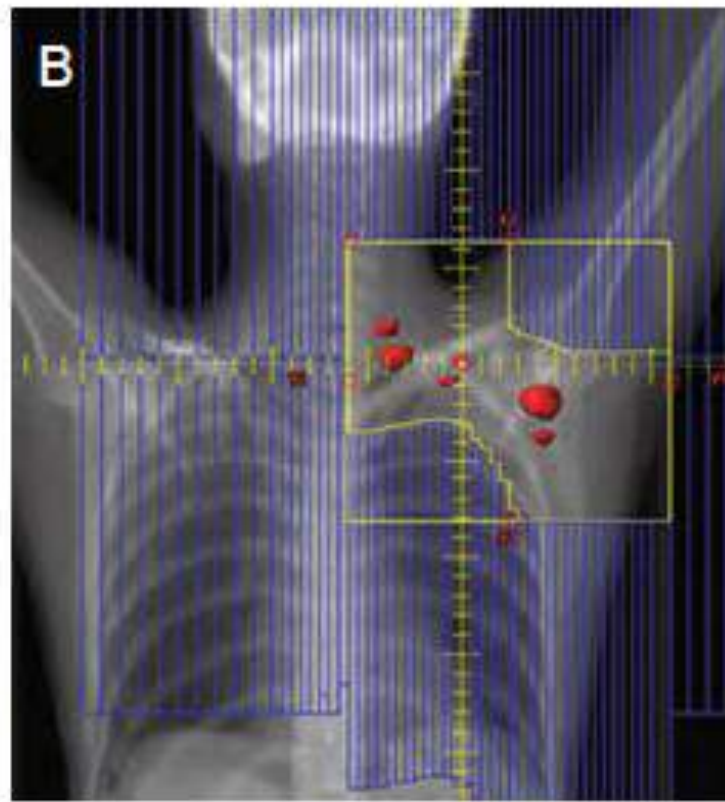
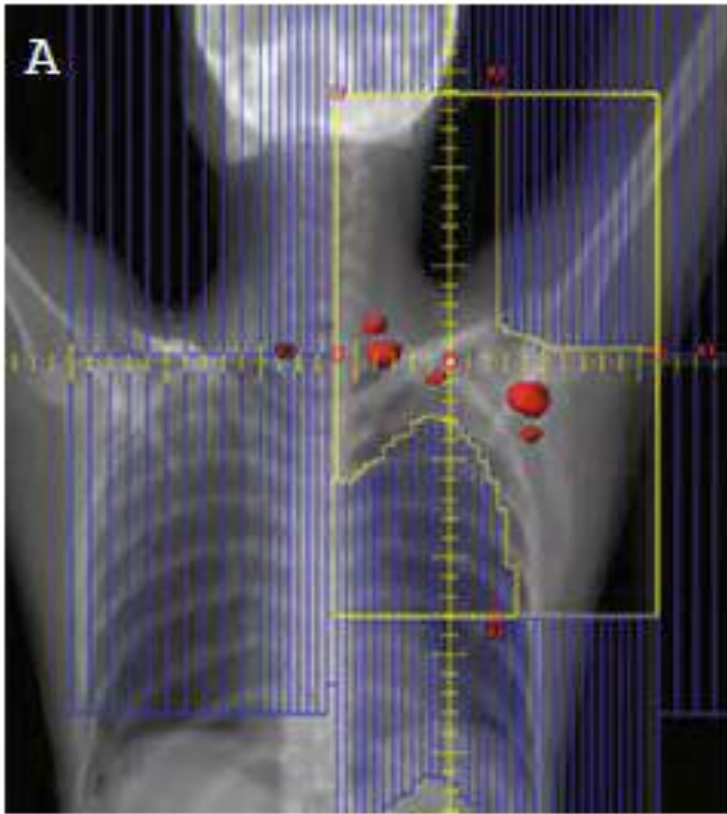
→ Aksiller bölgenin alan dışında olduğu Mantle

# Ters Y

- Paraaortik, bilateral pelvik, bilateral inguinal-femoral lenfatikler RT alanına dahil edilir. Splenik lenfatikler de tutulum varsa eklenir.
- Çok nadir kullanılmaktadır (Total nodal irradyasyonda)

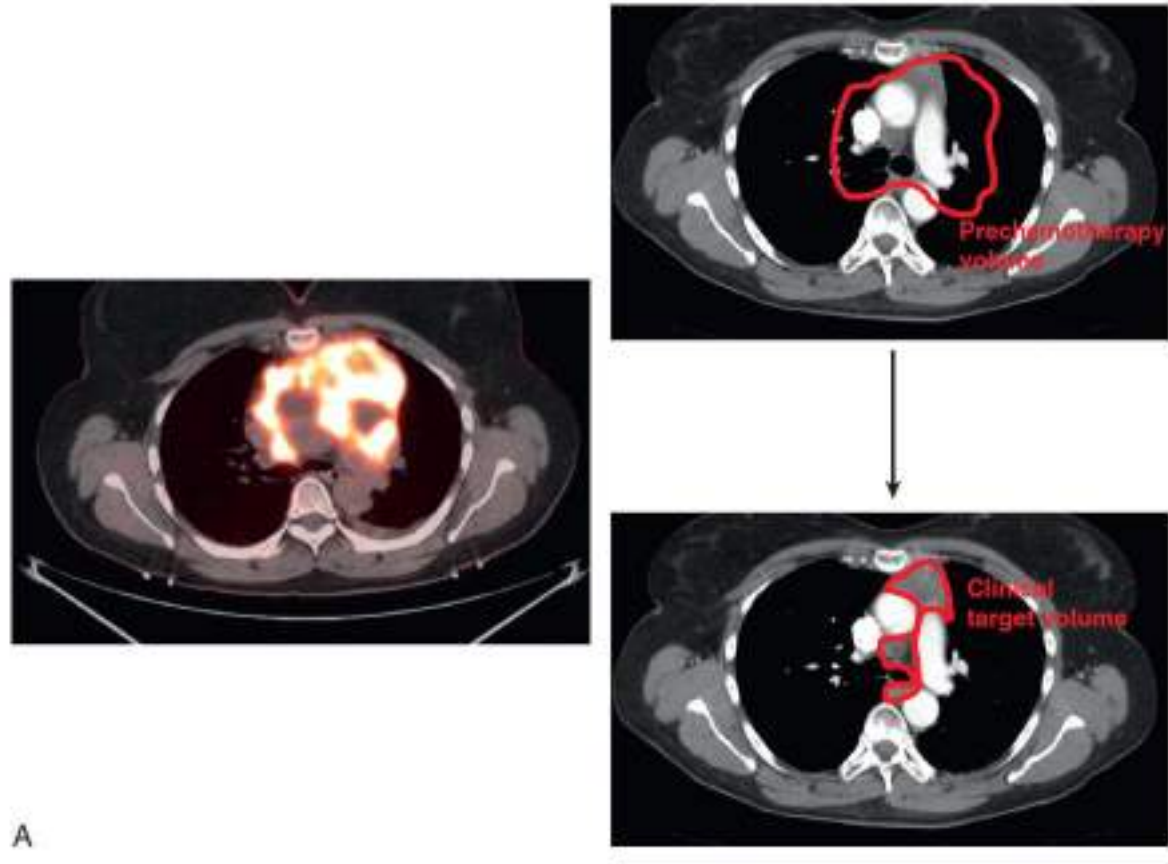


# IFRT-ISRT-INRT



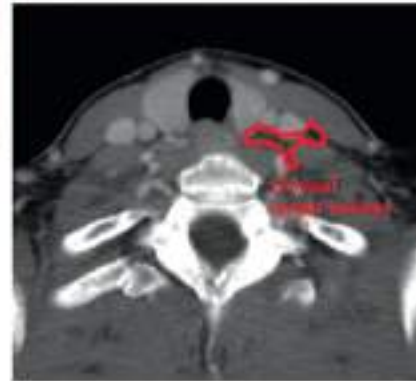
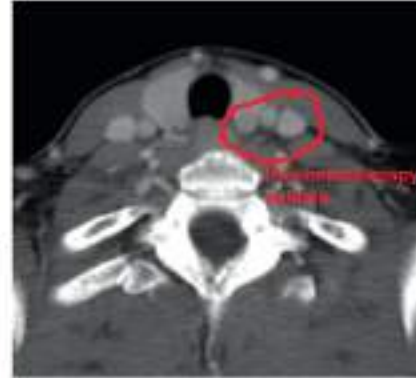
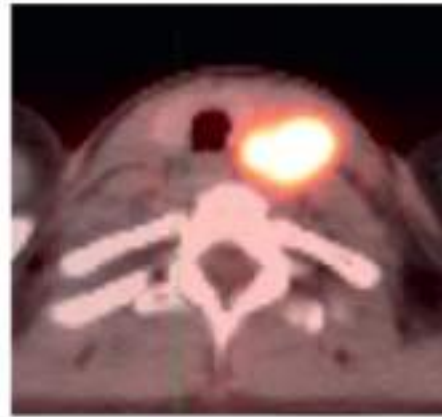
- Tutulu nodal radyoterapisi (INRT) ve tutulu bölge radyoterapisi (ISRT) bugün için önerilmekte olan tedavi alanlarıdır
- Bu tedavileri planlamak için hastanın kemoterapi öncesi PET/BT görüntülemelerine ihtiyaç bulunmaktadır.
- Kemoterapi öncesi hastanın gross tümör volümü (GTV) kemoterapi sonrası çekilmiş olan tomografi görüntülerinin üzerine çakıştırılarak çizilmelidir

# Mediasten Yerleşimli HL



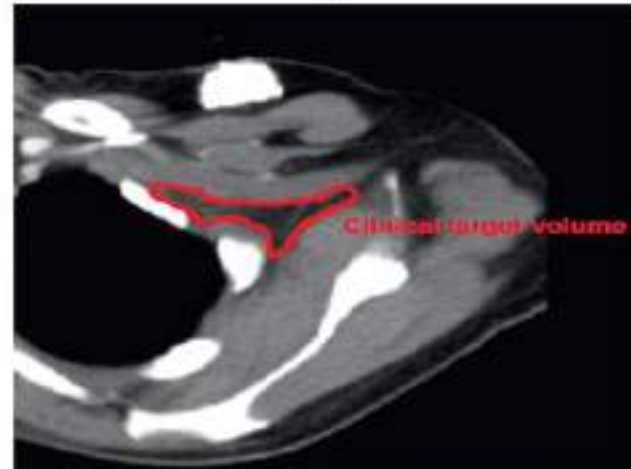
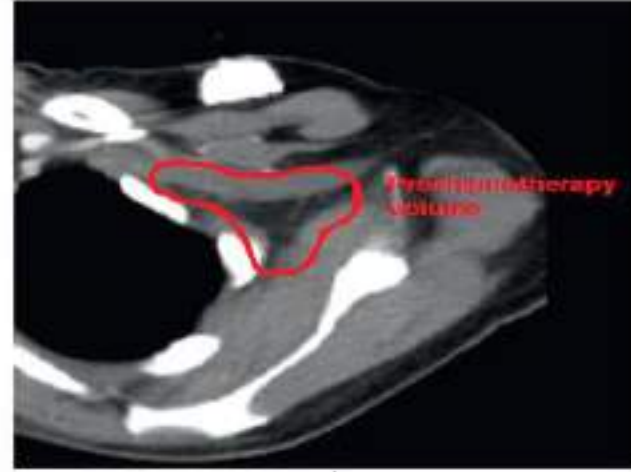
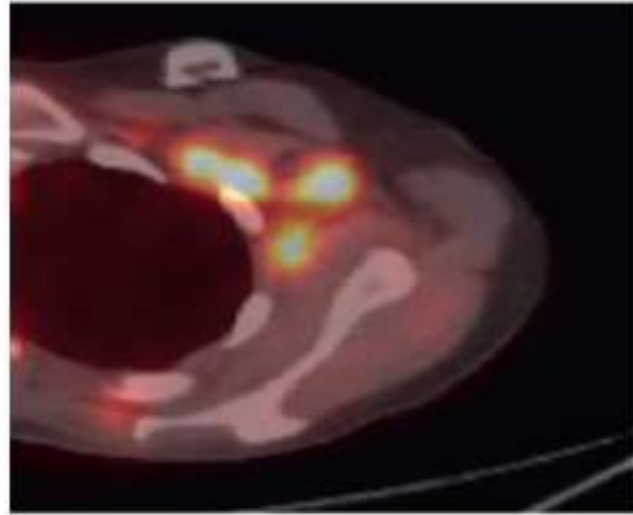


# Boyun Yerleşimli HL



B

# Aksiller yerleşimli HL





- Klinik tümör volümü (CTV) kemoterapi sonrası tümör küçülmesi, komşu normal dokulara ait olan sınırlar ve diğer anatomik değişiklikler hesaplanarak çizilmelidir.
- NLPHL için sadece radyoterapi uygulanacak ise daha cömert marjlar verilerek kontrol edilebilir.
- 4DBT veya nefes takip sistemleri kullanılarak internal organ hareketleri hesaba katılmalıdır.

- İleri evre hastalık rezidüel hastalık tedavisinde GTV kemoterapi sonrası rezidü kitle olarak çizilmeli CTV kemoterapi öncesi belirsizlikleri kapsmalı ve Planlanan hedef volüm PTV oluşturulurken 1cm lik bir marj eklenmelidir
- Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT), proton tedavisi ve diğer ileri teknoloji teknikleri normal dokuyu korumak için kullanılabilir

# Komplikasyonlar

- Koroner arter hastalığı
- Hipotiroidizm
- Gastrik ülser
- Pulmoner toksisite
- İkincil malignite
- İnfertilite

# Takip

- İlk 2 yıl için 3-6 ayda bir daha sonra 6-12 ayda bir rutin kontrol
- Deauville 4-5 olan hastalarda 6-12 ve 24. aylarda PET/BT
- Tirod bezi alan içerisindeyse fonksiyon testleri
- Göğüs veya aksiller bölgeye RT alan kadınlarda 8-10 yıl sonra yıllık meme takibi

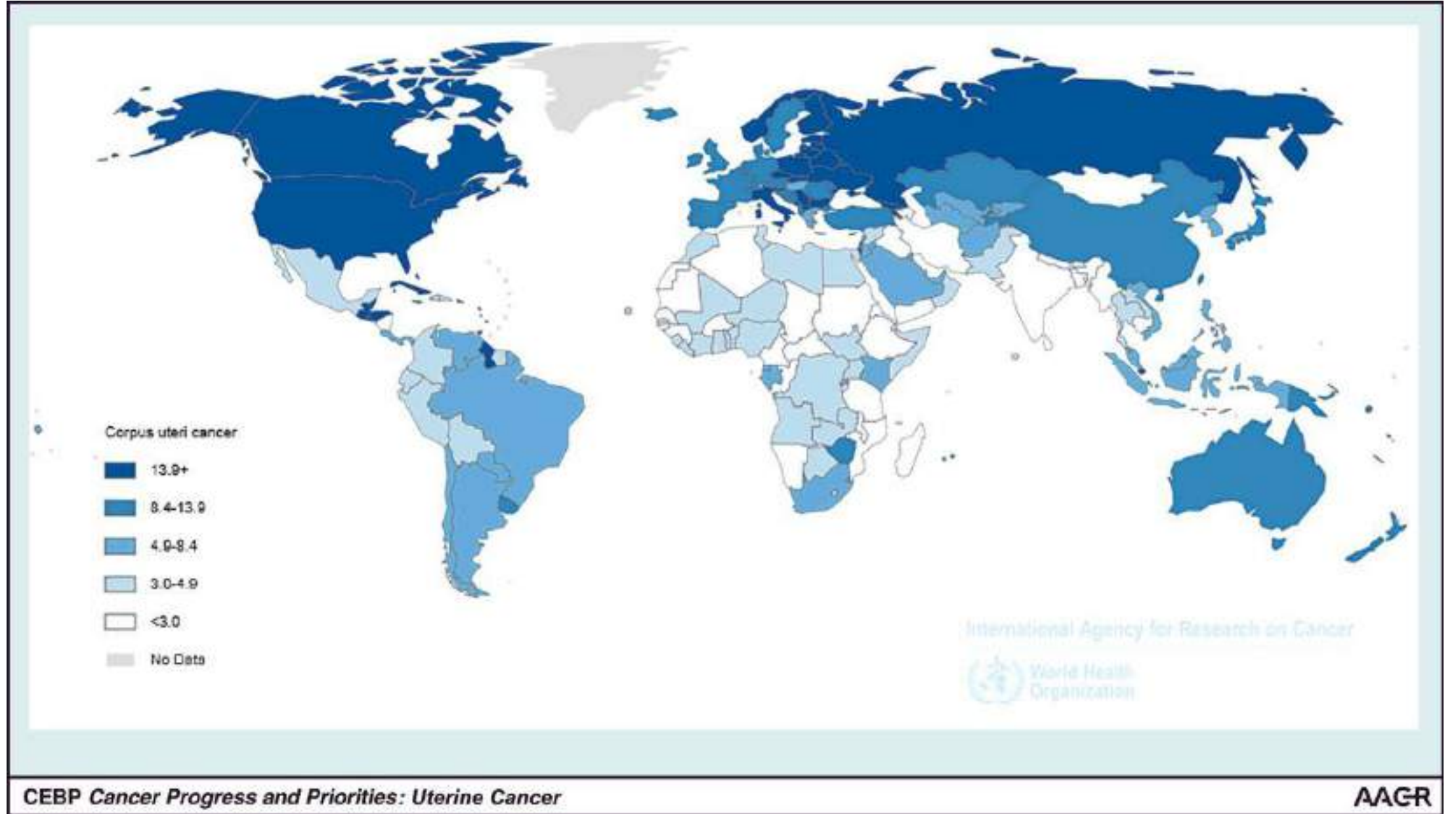
# Endometrium Kanseri Radyoterapisi

Doç.Dr. Hakan GAMSIZ  
SBÜ Gülhane Tıp Fakültesi  
Radyasyon Onkolojisi

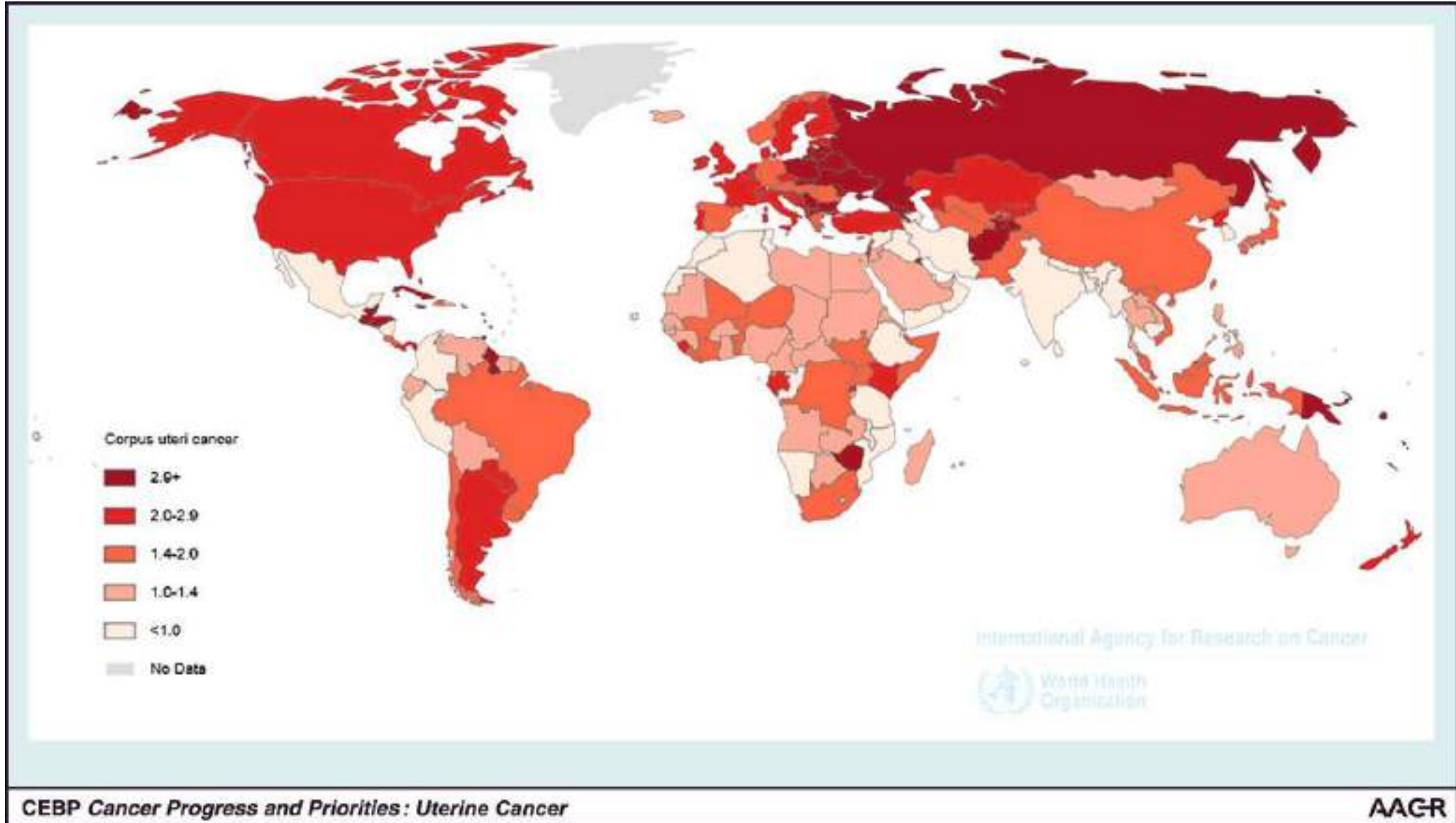
# Endometrium Ca: Genel bilgi

- Gelişmiş ülkelerde (Amerika, Avrupa) en sık görülen jinekolojik malignite
- Gelişmekte olan ülkelerde ise tarama yapılmadığı için serviks CA daha sık görülür
- 55-70 yaşları arasında en sık
- Kadınlarda 4. en sık malignite
- Hastaların çoğunluğu (>70%) erken evrede tanı konulur
- Sağkalım süreleri uzun
- Tedavisinde cerrahi, radyoterapi ve kemoterapi var

# Görülme sıklığı



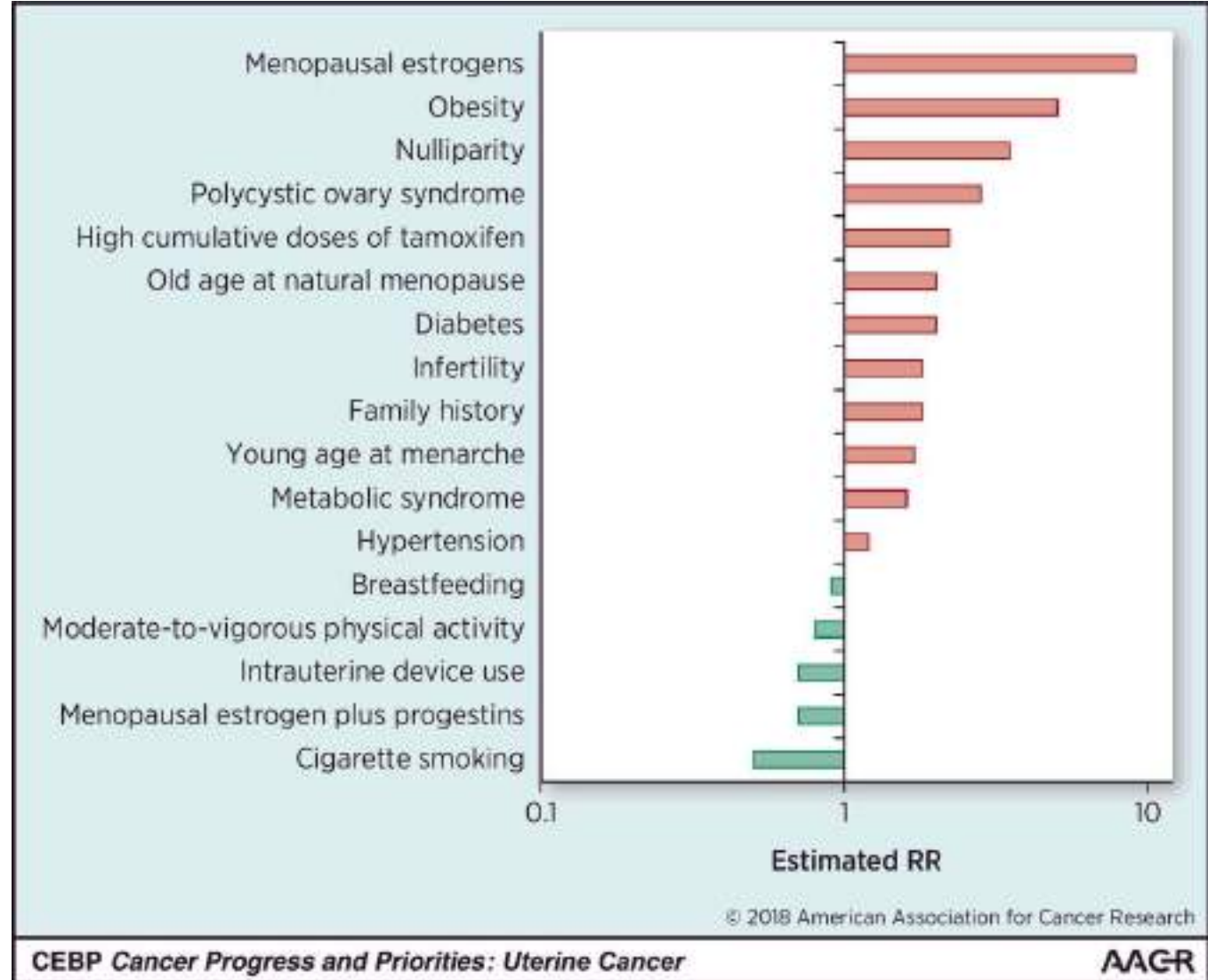
# Ölüm oranları



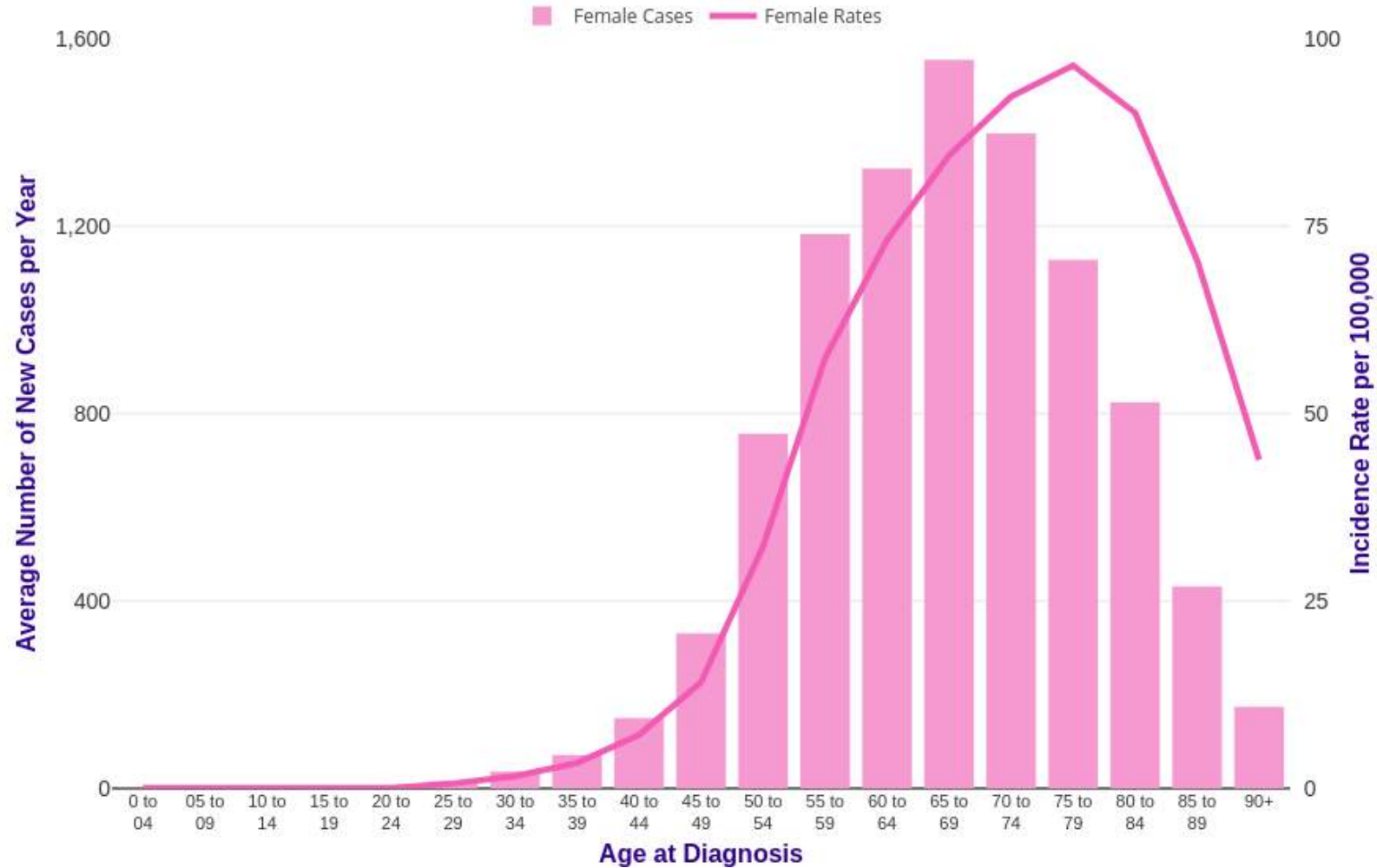


# Endometrium Ca-risk faktörleri

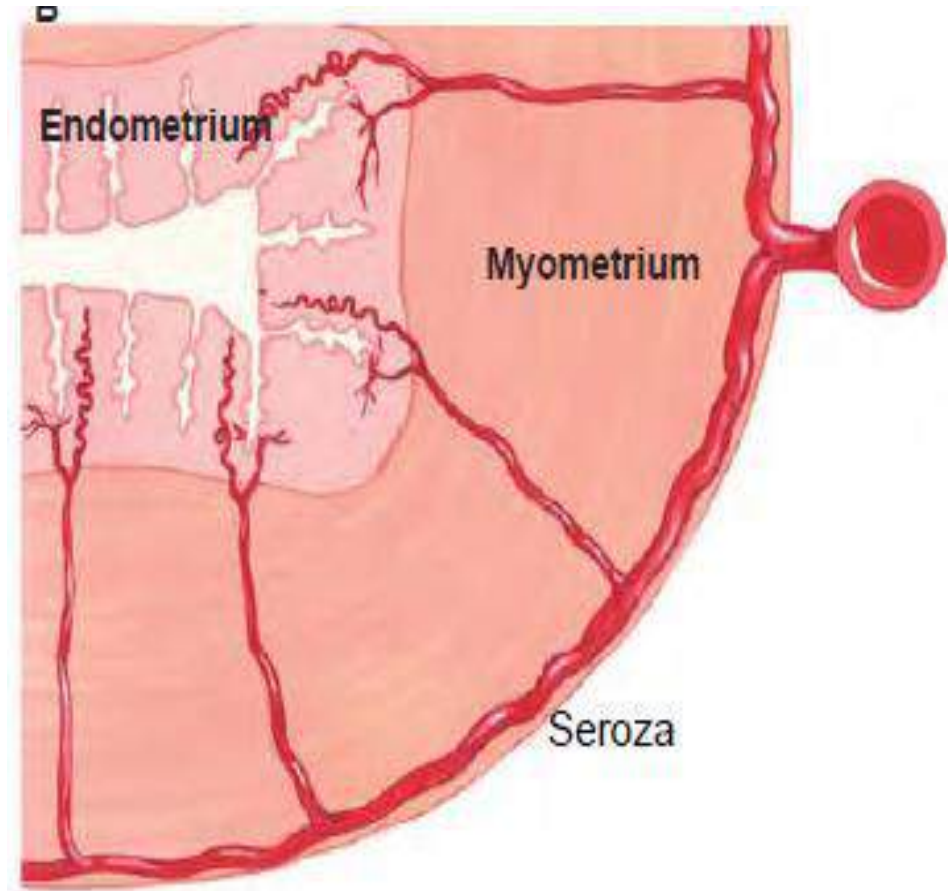
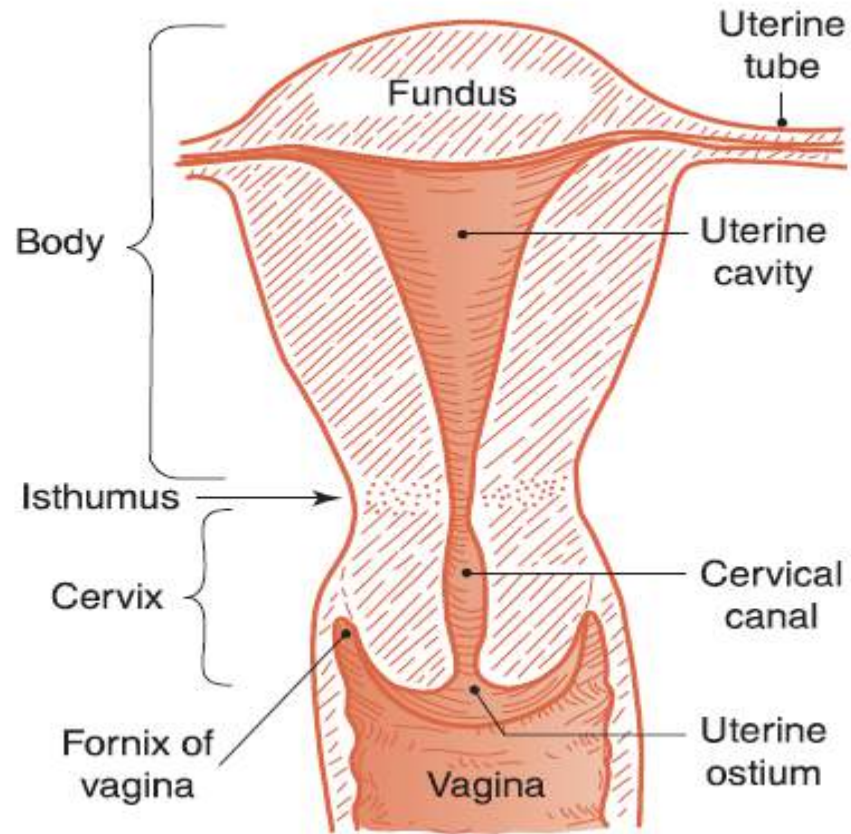
- Yaş: tipik olarak postmenopozal ve 55-85 yaş arası
- Şişmanlık
- Hipertansiyon-diabet
- Uzun süreli östrojen tedavisi, Tamoksifen
- Erken menarj
- Geç menopoz
- Doğum yapmamış olmak
- Ailede endometrium, meme, kolon ve over ca hikayesi
- Doğum kontrol hapları riski azaltır



# Görülme sıklığı-yaş

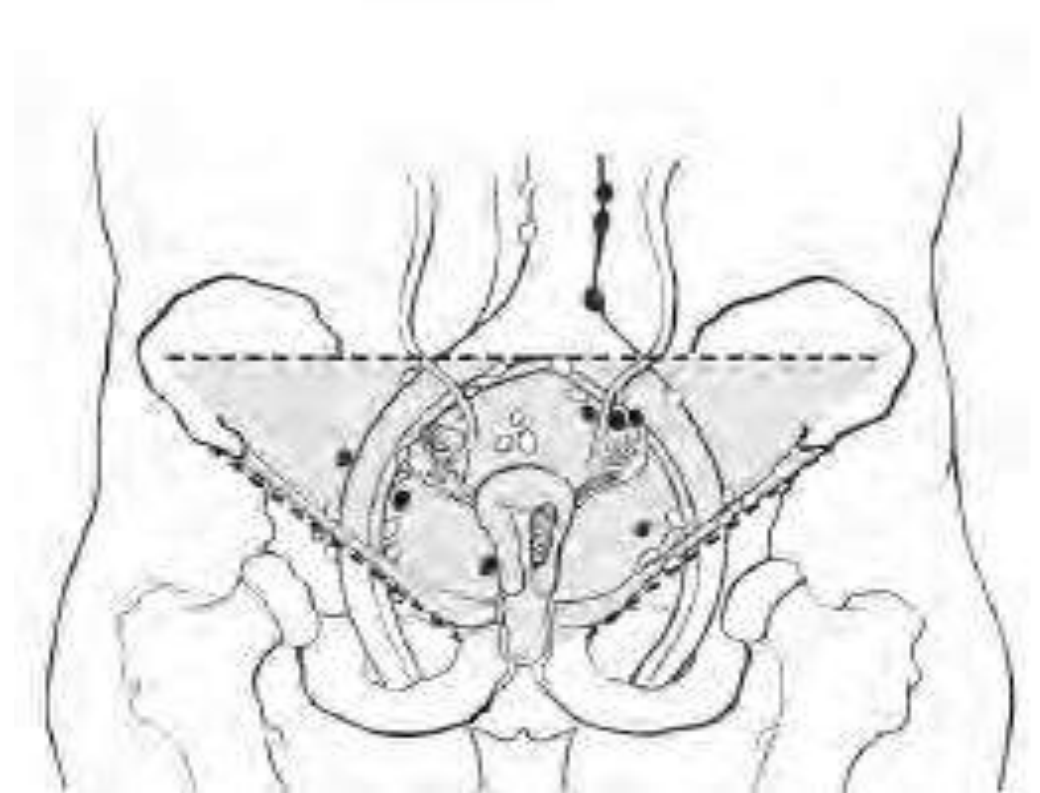


# Anatomi



# Endometrium Lenfatikleri

- Pelvik lenf nodları (gri bölge)
  - o Parametrial,
  - o Obturator,
  - o Hipogastrik (internal iliak),
  - o Eksternal iliak, Common iliak,
  - o Presakral,
- • Paraaortik lenf nodları



# Endometrium Ca-bulgular

- İlk semptom genellikle vajinal kanamadır
- Hastaların % 5-17'si asemptomatiktir.
- İleri lezyonlarda seröz ve pis kokulu yeşilimsi vajinal akıntı
- Uterusun basısına bağlı olarak rektal yada üriner semptomlar
- Uterusun büyümesi ve arkaya doğru yer değiştirmesine bağlı olarak bel ağrısı
- Tanı için kabul gören bir tarama yöntemi yoktur.
- Muayene, ultrason ve dilatasyon-küretaj yapılır.

# ENDOMETRİUM KANSERİNDE RADYOTERAPİ

## Tanısal Çalışmalar

Genel

### ❑ Öykü

Ayrıntılı rektal ve vajinal muayeneyide içeren fizik muayene

Endometrial biopsi veya aspirasyon küretaj

Fraksiyone dilatasyon ve küretaj (Eğer biopsi yada aspirasyon ile tanı konamazsa)

Akciğer grafisi

Servikal biopsi

Cerrahi öncesi üriner görüntüleme (IVP, USG veya CT)

Tam kan sayımı, tam idrar ve rutin biyokimya

### ❑ İleri evre veya semptomlar varsa

Sistoskopi

Sigmoidoskopi

CT ya da MRI

Baryumlu lavman opak grafi

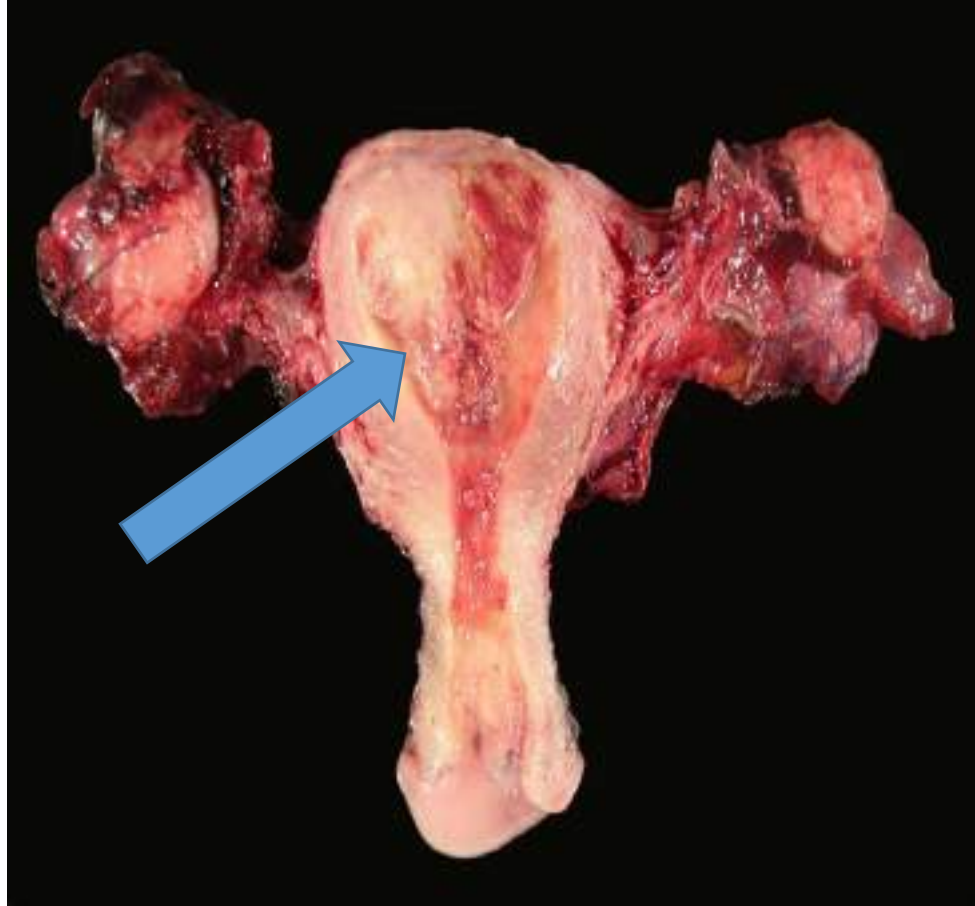
# Patoloji

- Endometrium kanseri genellikle adenokarsinom niteliğindedir.
- Tip 1 Endometrium Adenokarsinomu: Genellikle, endometrial hiperplazi zemininde gelişirler. Karsinomun çevresinde hiperplazi odakları mevcuttur. Bu tip karsinomlar iyi diferansiye, normal endometrium glandlarına benzer nitelikte endometrioid tip adenokarsinomlardır. Estrojen stimülasyonu pozitiftir.
- Genellikle derin myometrial invazyon göstermezler. Prognozu iyi olan gruptur.
- Tüm endometrial karsinomların %80-85'ini oluştururlar

# Patoloji

- Tip 2 Endometrium Adenokarsinomu: Hiperplazi eşlik etmez. Tip I hastalara göre yaş daha ileridir. Histolojik olarak az diferansiye neoplazilerdir.
- Prognoz kötüdür.
- Östrojenle ilgili olmayan gruptur. %10-15 oranındagörülür.
- Gradı ve malignite potansiyeli yüksektir.
- Seröz ve "clear (berrak) cell" karsinomlar bu grup





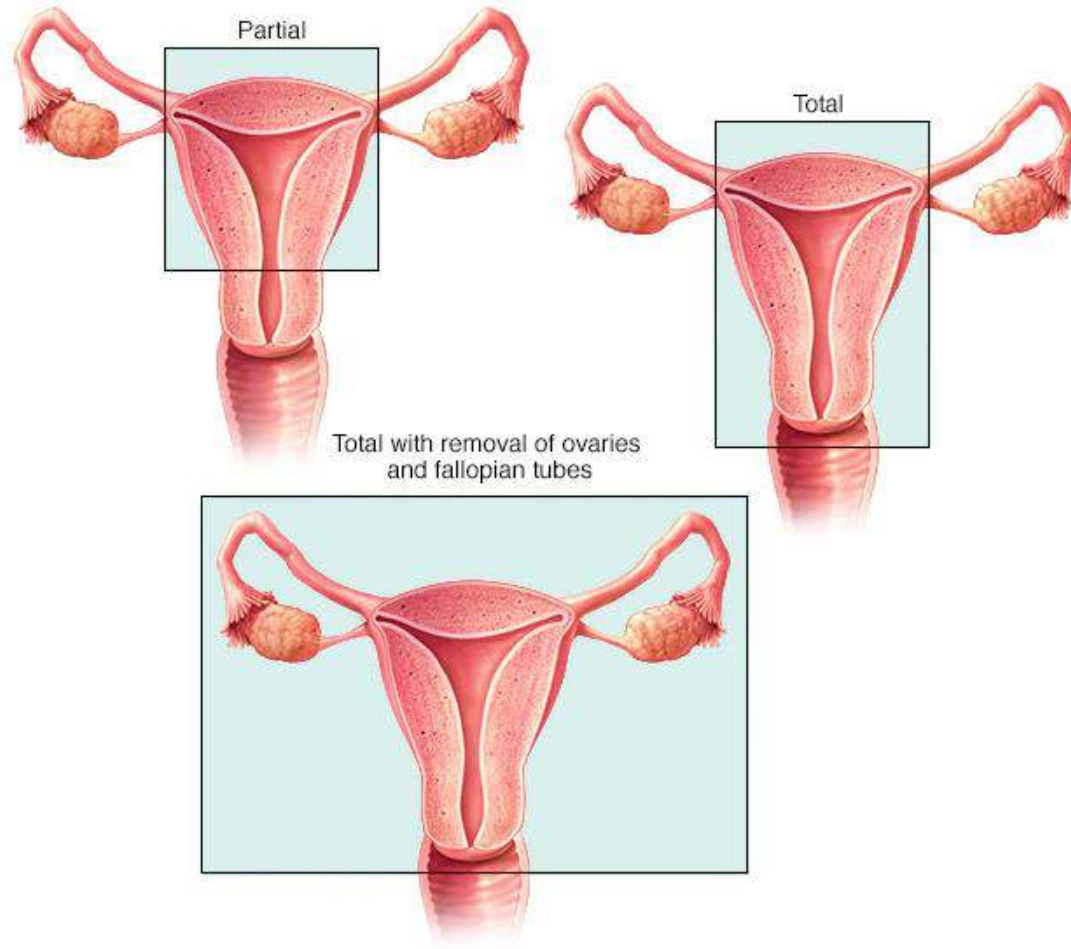
# Prognostik Faktörler

- Myometrial invazyon
- Patoloji
- Histolojik diferansiyasyon (grad)
- Lenfovasküler boşluk invazyonu
- Lenf nodu metastazı
- Adneksiyal metastaz
- Tümörün büyüklüğü: >2cm
- Hormonal reseptörler: progesteron +
- Yaş: İleri yaş kötü

# Tedavi

- Cerrahi: Ana tedavidir. (histerektomi)
- Radyoterapi ± Kemoterapi
  - Cerrahi yapılamıyorsa
  - Endikasyon varsa postoperatif olarak kullanılır

# Cerrahi



# Radyoterapi simülasyonu

- Bilgisayarlı Tomografi tabanlı simülasyon
- 3D tedavi planlama (hedef kapsanması ve normal doku korunması için)
- IV kontrast ( hedef lokalizasyonu için)
- Rektum boş olmalı
- İmmobilizasyon cihazlarını kullan (diz altı yastık, vakumlu yatak)
- Supin pozisyonda yatırılır



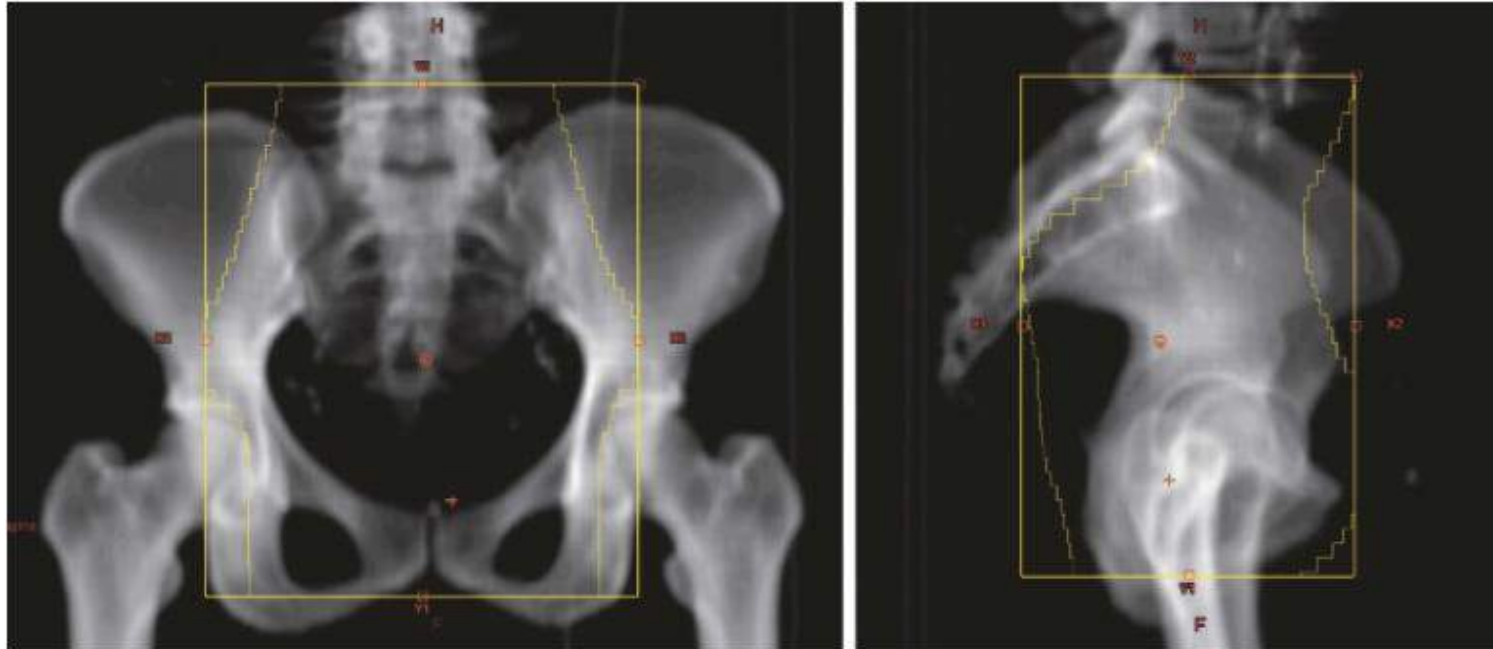
# 2D Radyoterapi

## AP/PA

- Superior: L4-L5
- Inferior: Obturator foramen altı
- Lateral: pelvik açıklığının 2 cm ötesi

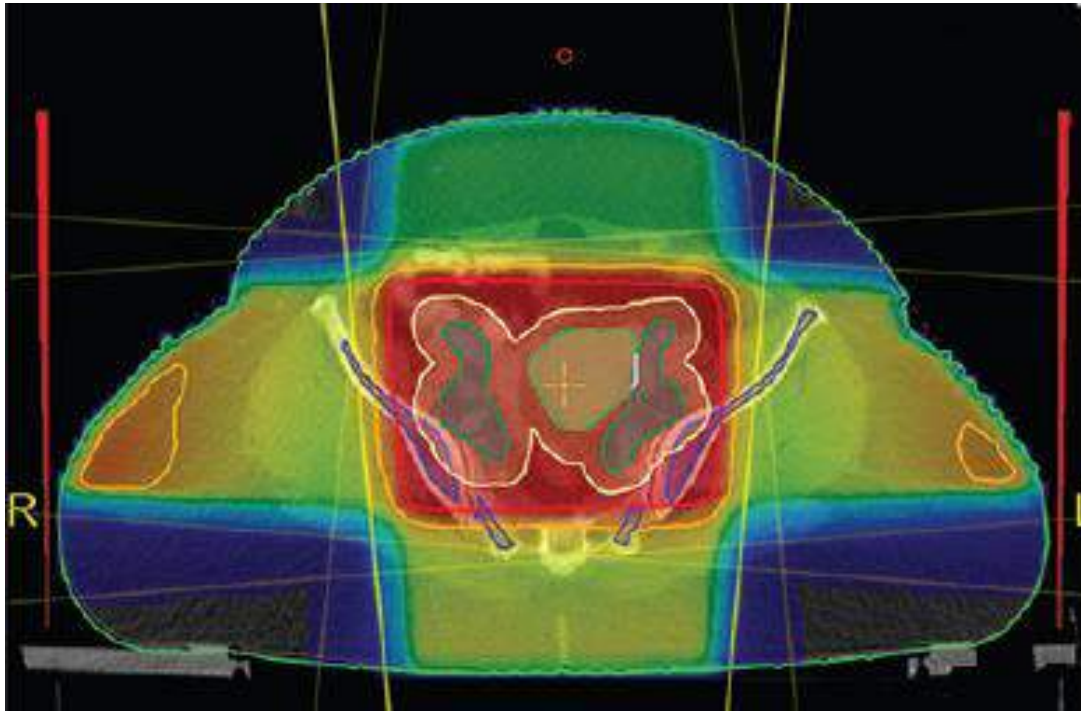
## Lateral

- Superior/inferior: AP/PA alanlar ile aynı
- Anterior: symphysis pubis önü
- Posterior: S2–S3

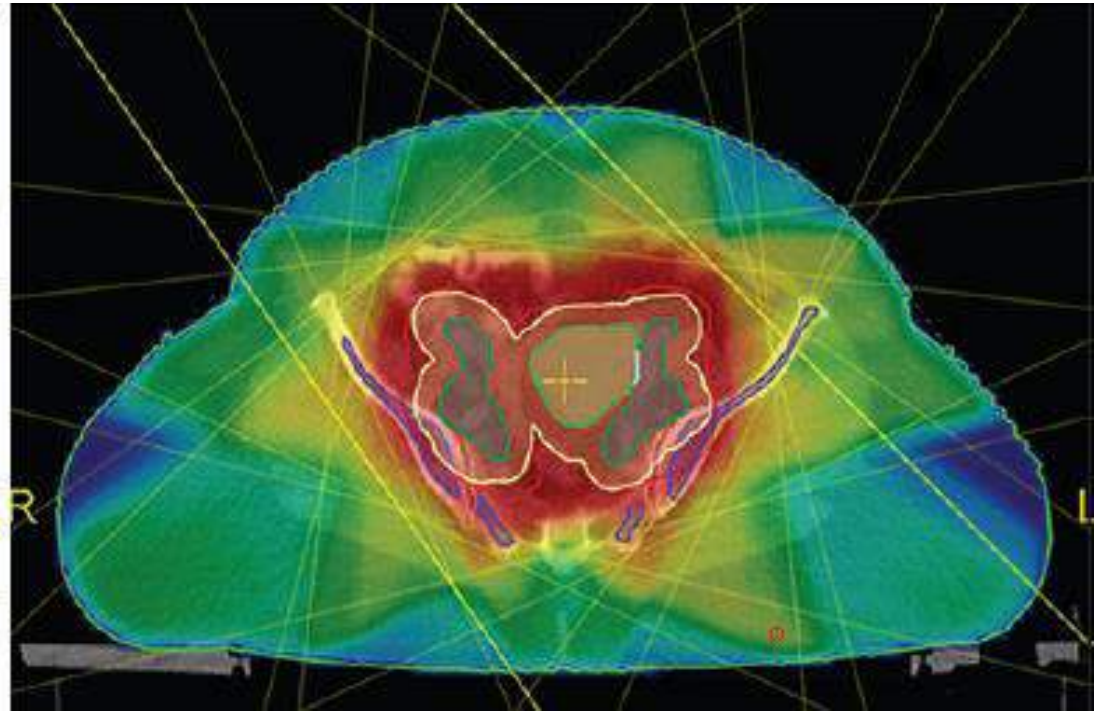


External beam radiation field setup

# 3D Konformal Vs IMRT



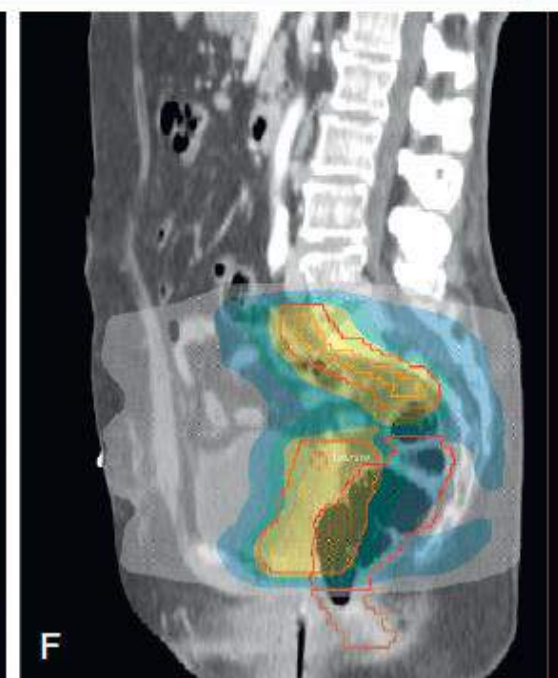
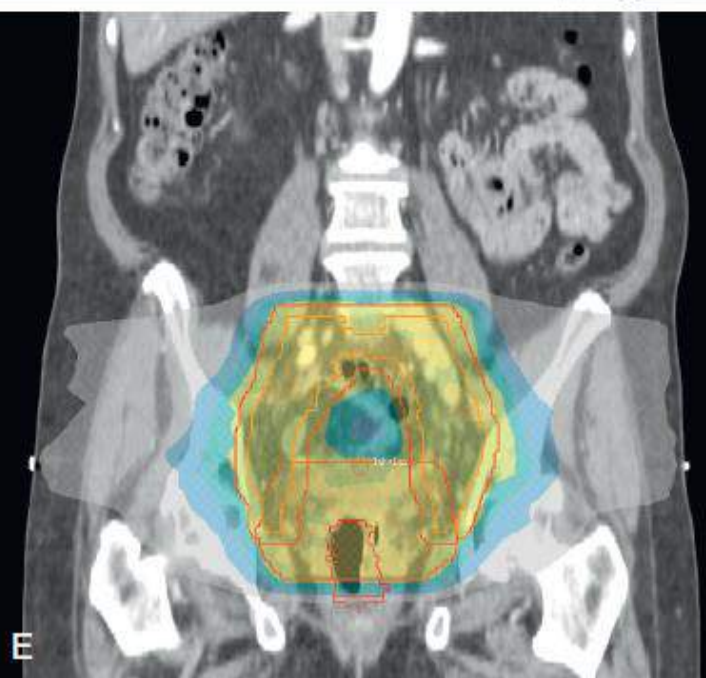
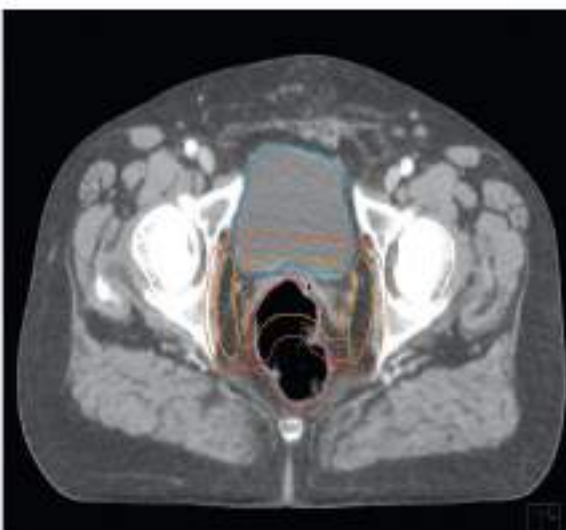
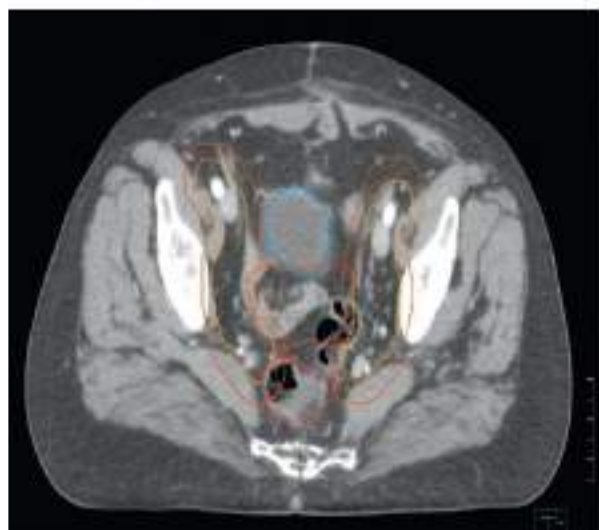
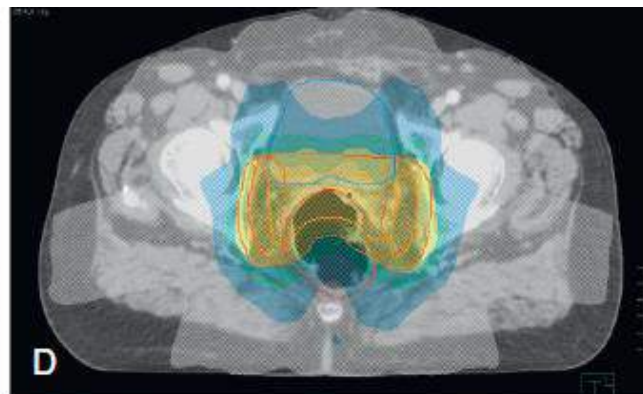
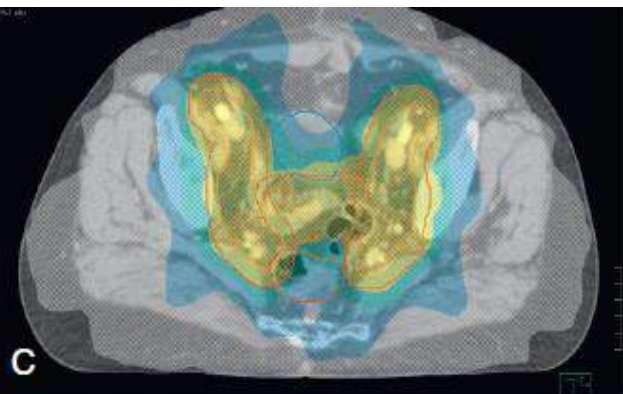
3D konformal



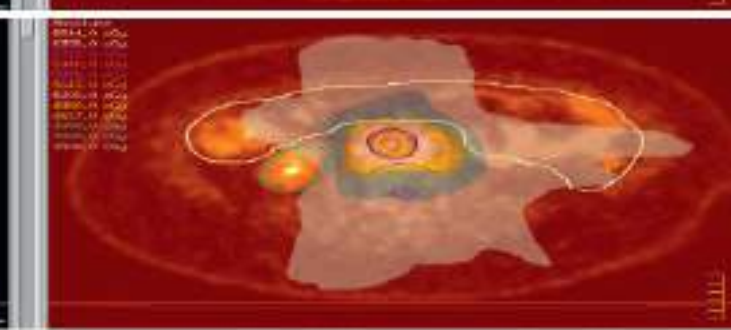
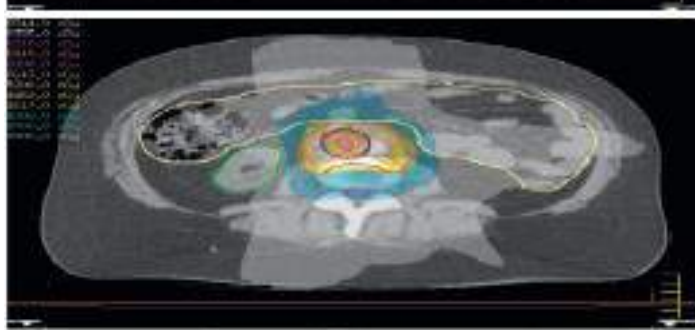
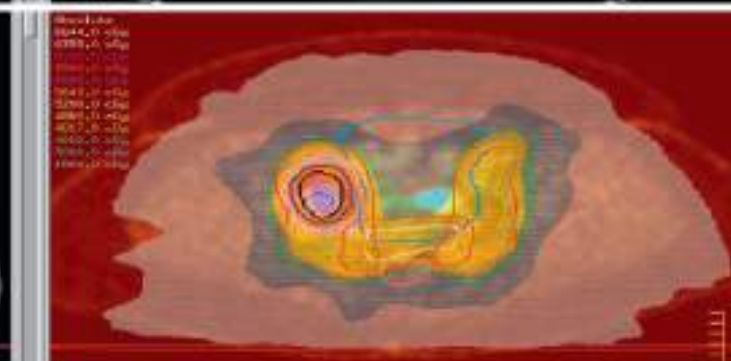
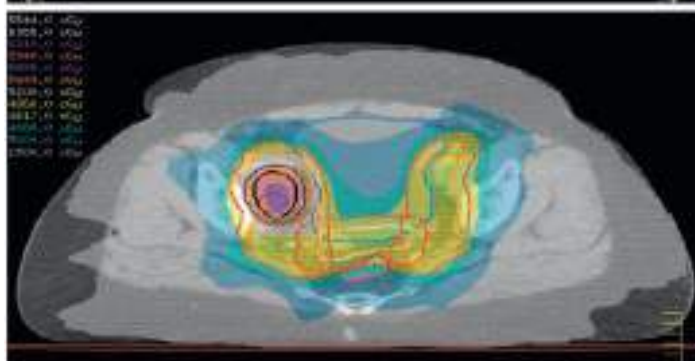
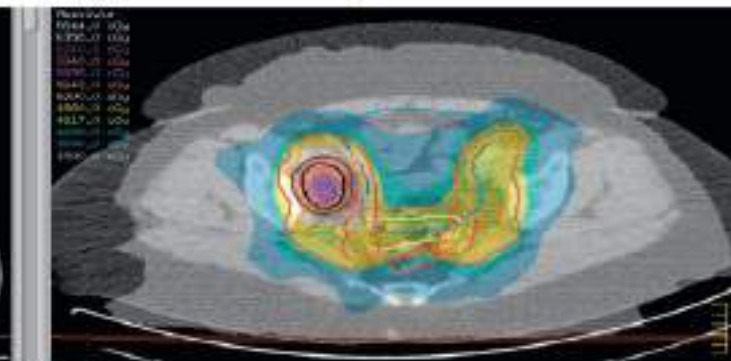
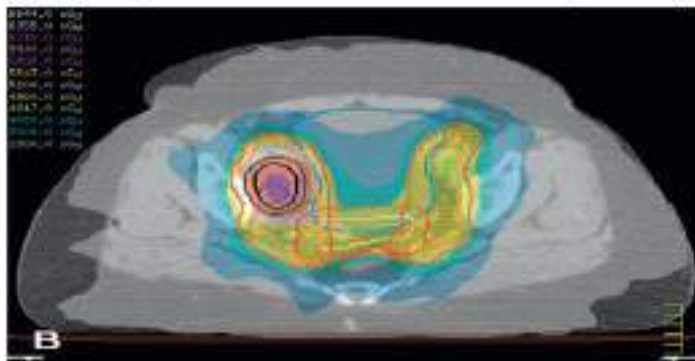
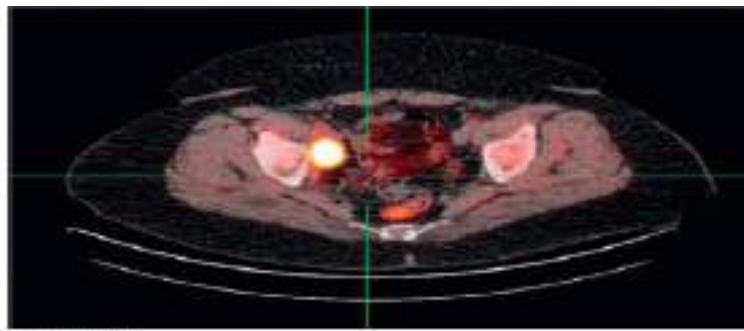
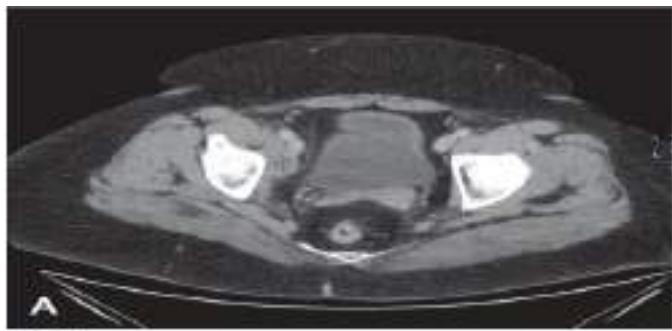
IMRT



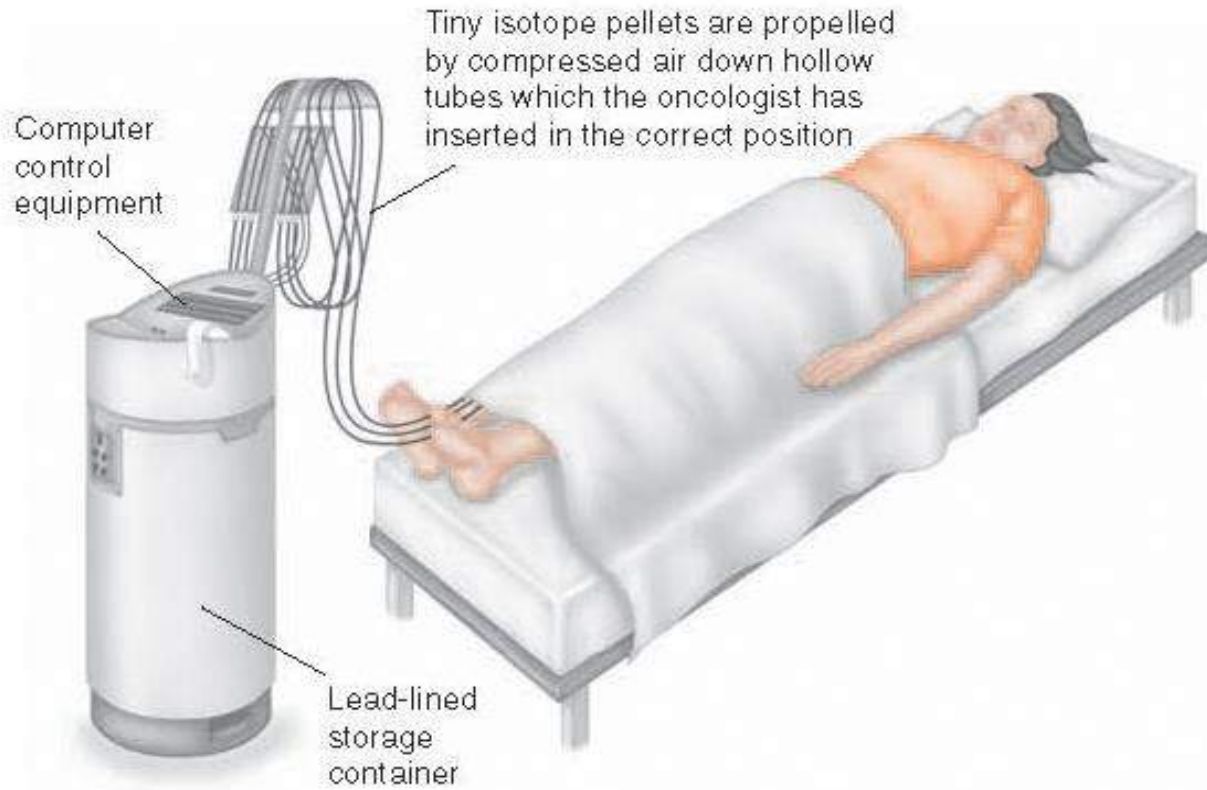
# IMRT



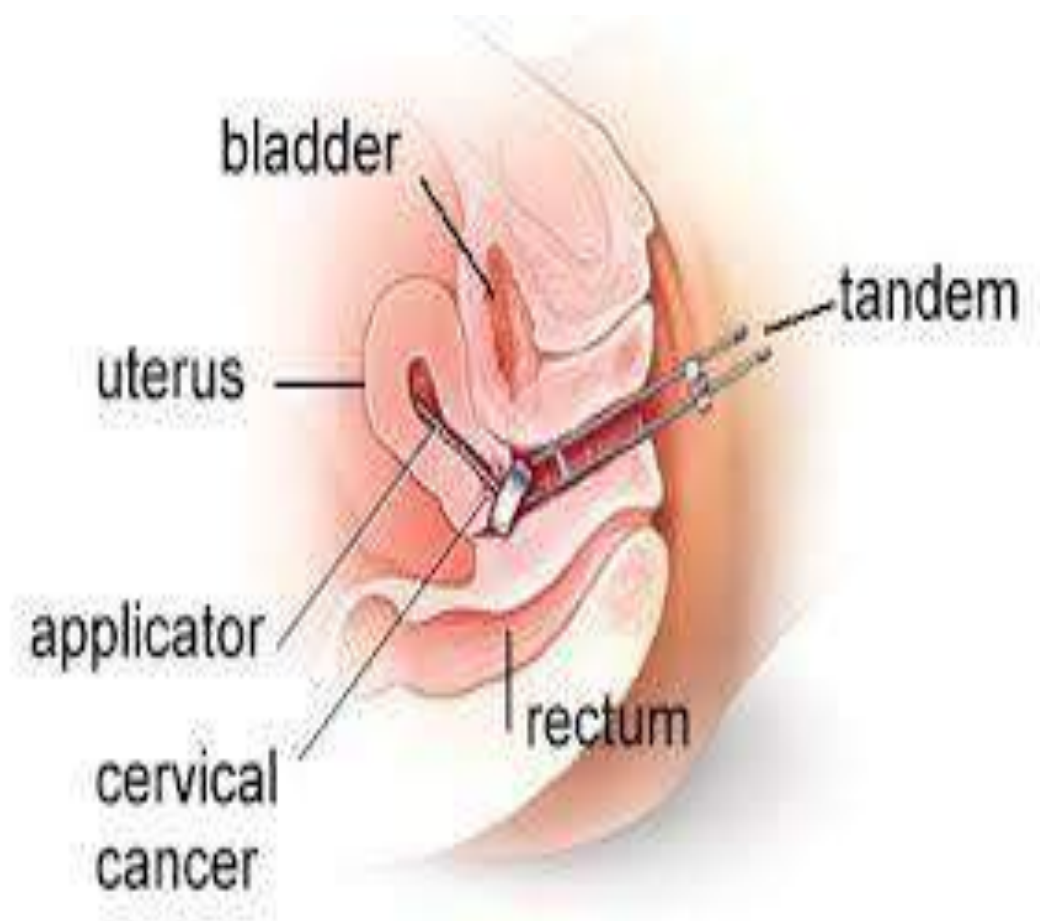




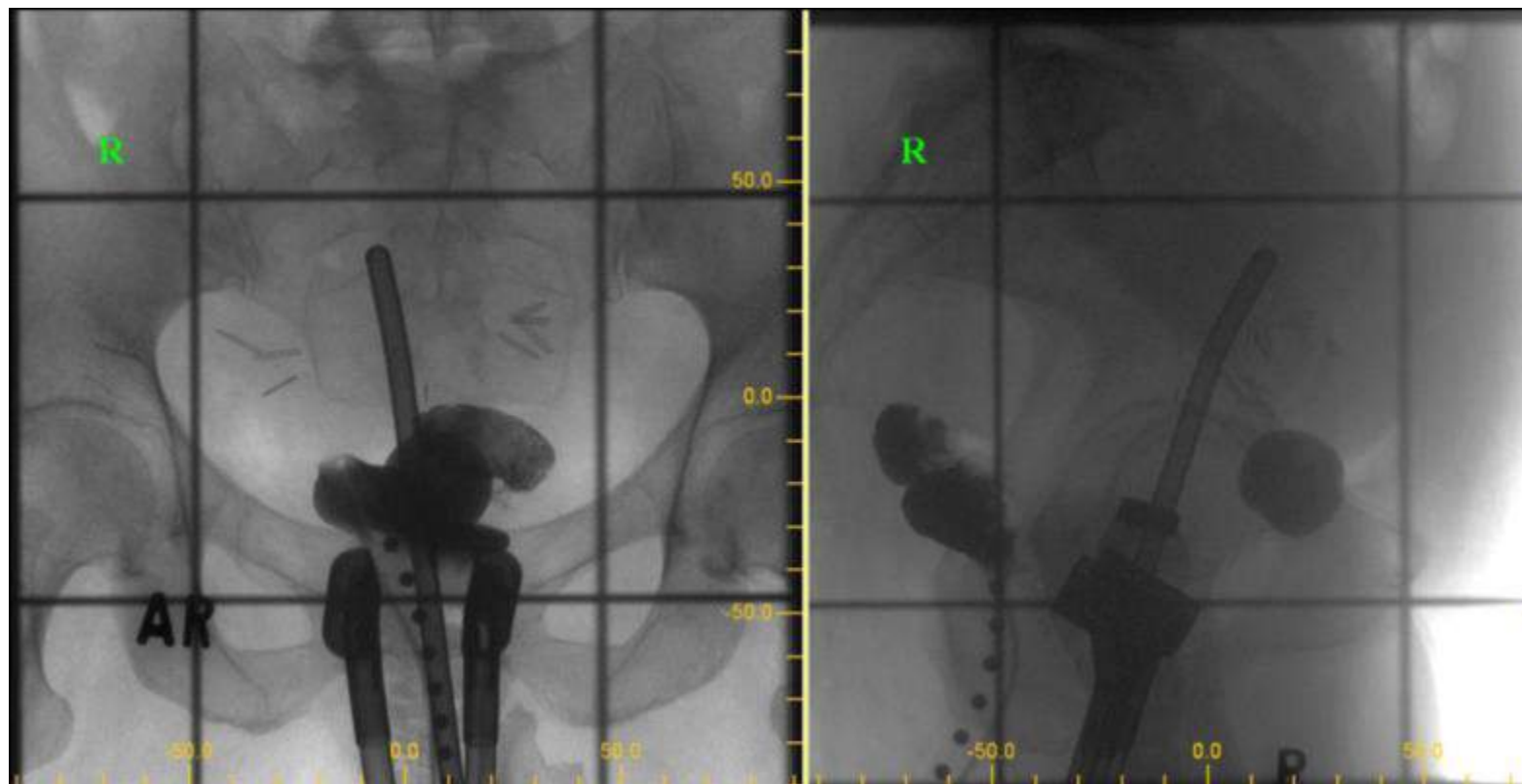
# Brakiterapi



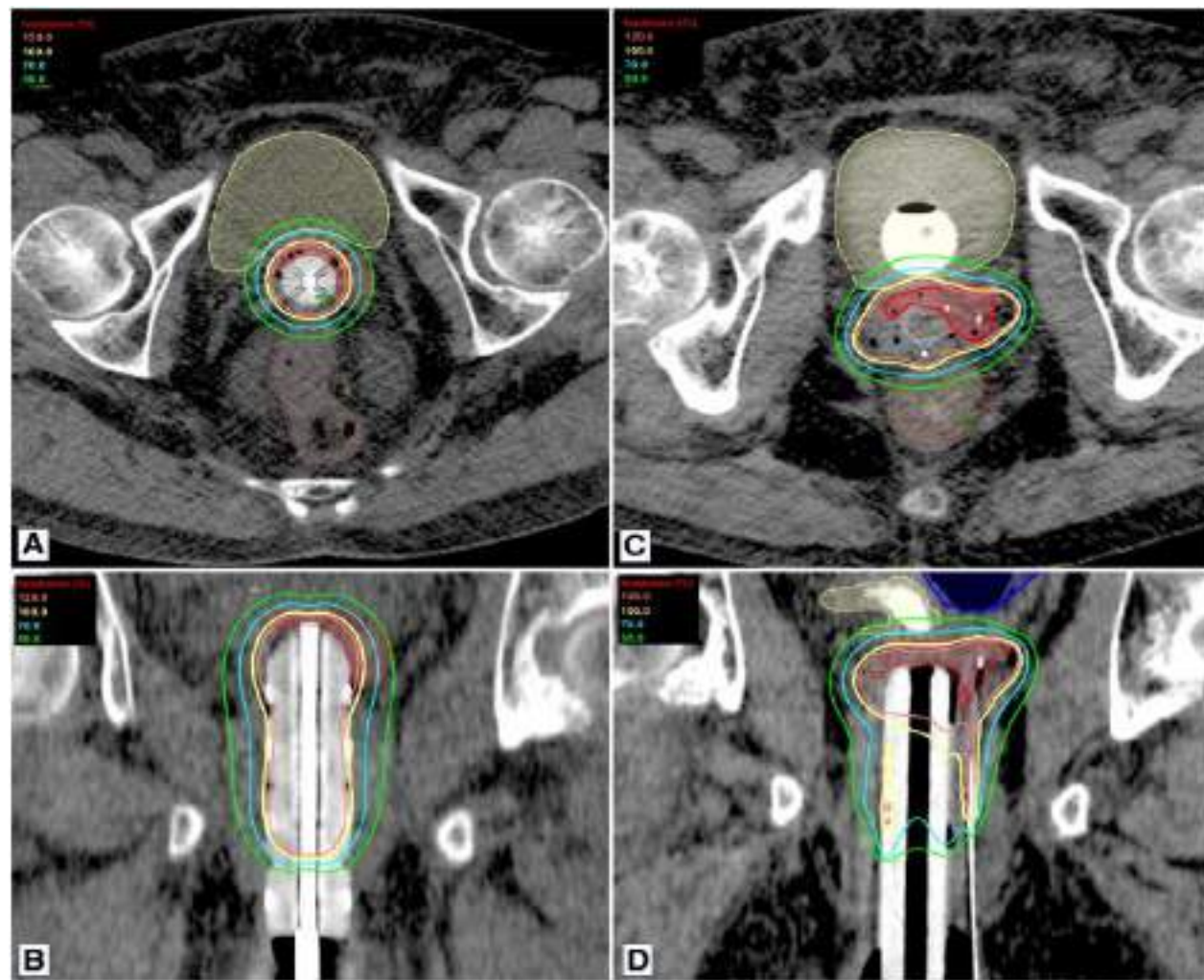
Intracavitary treatment for cervical cancer involves the placement of small amounts of radioactive isotope inside the womb and upper vagina.



# Brakiterapi







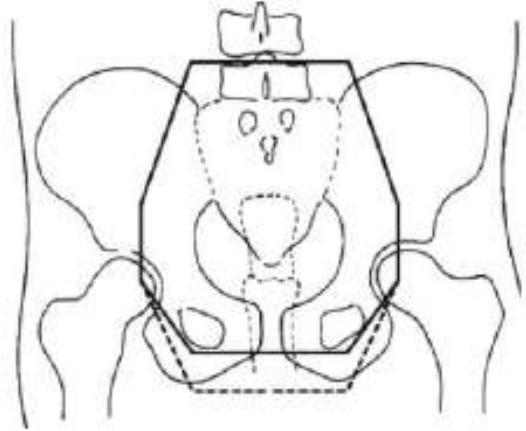
# Radyoterapi dozları

## Postoperatif

Tüm pelvis eksternal radyoterapi 45–50.4 Gy/25-28 fx , günlük 1.8 Gy

Vajinal cuff boost: 6 Gy  $\times$  3 (HDR)

Tek başına vajinal cuff brakiterapi : 6 Gy  $\times$  5–6 (HDR)



# Doz sınırlamaları

Rektum < 75 Gy

Mesane <80 Gy

Üst vajinal mukoza <120 Gy,

Orta vajinal mukoza <80–90 Gy,

Alt vajinal mukoza <60–70 Gy.

Ovaryan yetmezlik 5–10 Gy

sterilization 2–3 Gy.

Uterus <100 Gy,

Üreterler <75 Gy,

Femur başları <50 Gy

# JİNEKOLOJİK KANSERLERDE RADYOTERAPİ KOMPLİKASYONLARI

**Proktit**

**Rektal ülser**

**Sigmoidde darlık**

**İnce barsak obstrüksiyonu**

**Malabsorbsiyon**

**Kronik sistit**

**Üretral darlık**

**İnkontinans**

**Pelvik abse**

**Pulmoner emboli**

**Vajinal güdük ekrozu**

**Bacak ödemi**

**Vajinal darlık**

**Tromboflebit**

**Rektovajinal fistül**

**Sigmoid perforasyonu**

**İnce barsak perforasyonu**

**Vesikovajinal fistül**

**Pelvik hemoraji**

# Serviks Kanseri Radyoterapisi

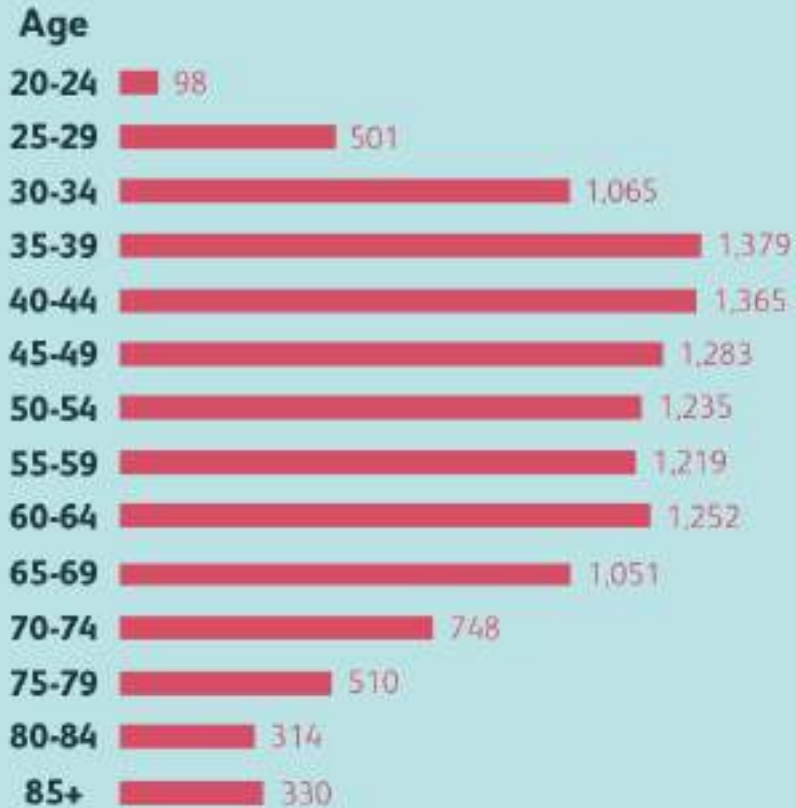
Doç.Dr. Hakan GAMSIZ  
SBÜ Gülhane Tıp Fakültesi  
Radyasyon Onkolojisi



# Serviks kanseri

- Dünya genelinde 4. en sık kanser
- Vakaların %85 i gelişmekte olan ÷lkelerde
- Gelişmekte olan ÷lkelerde kansere bağlı ölümlerde üst sıralarda
- Pap smear taraması ile mortalite % 70 azaldı
- Gelişmiş ÷lkelerde jinekolojik kanser insidansı sabit olarak azalıyor

## Cervical Cancer: Newly Diagnosed Cases



# Risk faktörleri

## **1. HPV enfeksiyonu**

Serviks kanseri neredeyse her zaman (%95) HPV ile gelişir

HPV enfeksiyonu seksüel temas ile yayılır

En sık HPV 16 ve 18 tipleri neden olur

HPV ile enfekte bayanların çok küçük bir kısmında kanser gelişir.

## **2.Çok fazla çocuk doğurmak**

## **3.Sigara içmek**

## **4.Doğum kontrol hapi kullanmak**

## **5.Bağışıklık sisteminin zayıflaması**

## **6. Seksüel partnerin fazla olması**

# Tarama (pap smear)

- Seksüel olarak aktif veya 20 yaş üstü tüm bayanlara tarama öneriliyor (Amerikan kanser cemiyeti tarafından)
- 30 yaş sonrası yıllık olarak yapılan 3 normal tarama sonrası tarama sıklığı azaltılabilir (En azından her 3 yılda bir)
- Yeni tanı konulan kanserlerin %50 sinde hiç tarama yapılmadığı saptanmış.



# HPV aşıısı

2006 yılında FDA (Food and Drug Administration) HPV aşıısını onayladı

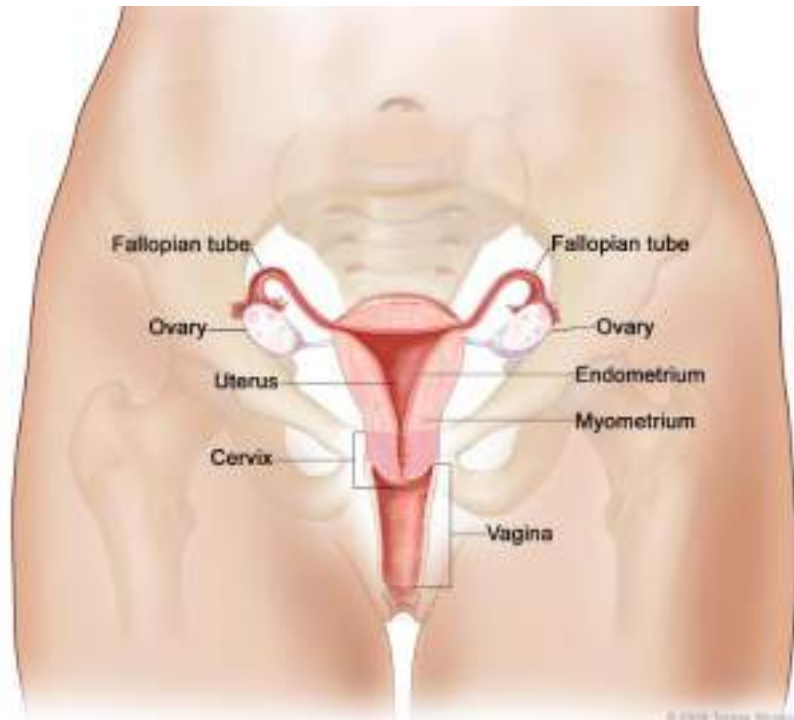
10-25 yaş arası uygulanabilir

3 doz şeklinde

0,1,6. aylarda



# Anatomi



# Anatomi

- Endoservikal kanal glandüler veya kolumnar hücreler ile örtülüdür ve kanal çevresiserviks bölümüne “endoserviks” denir.
- Serviksin vajene bakan kısmı ise “ekzoserviks” adını alır ve skuamöz epitel ile kaplıdır.

# Serviks kanseri belirtileri

## Erken dönemde:

- Kanama,
- kötü koku,
- düzensiz menstrüel siklus

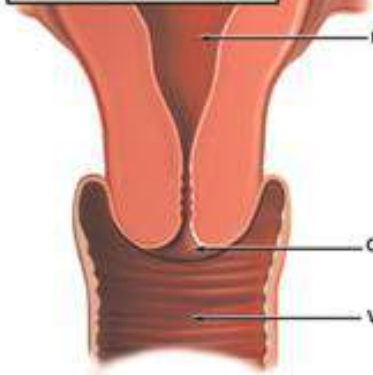
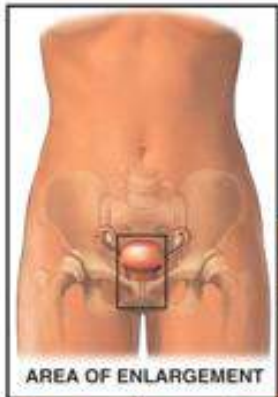
## Geç dönemde:

- Ağrı
- Fistüller (servikovezikal, servikorektal, vezikovajinal, rektovajinal)
- Hidronefroz, renal disfonksiyon
- Alt ekstremitelerde ödem
- Anemi

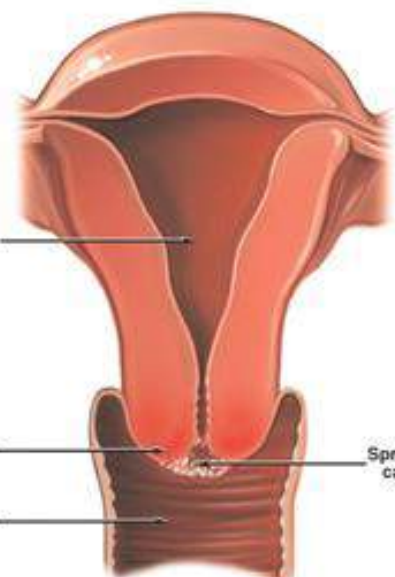


# Patoloji

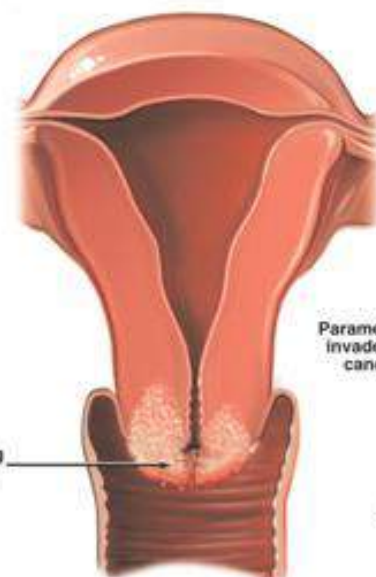
- Dünya Sağlık Örgütü serviks kanserlerini 3 ana histolojik tip altında toplamıştır. Bunlar skuamöz kanserler, adenokarsinomlar ve diğerleri olarak sınıflanabilir. Olguların yaklaşık %70-80'i skuamöz kanserlerden oluşur.
- Serviks kanserleri eksoserviks kökenli ise “skuamöz hücreli kanser”, endoserviks kökenli ise “adenokarsinom” olarak tanımlanırlar.



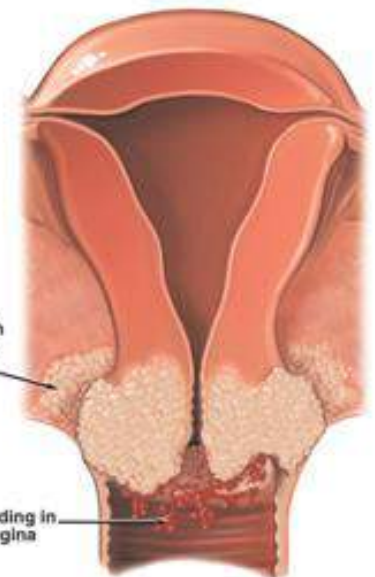
Normal cervix and vagina (cut-away view)



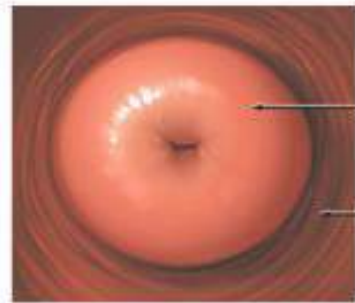
Early stage IB cancer of cervix



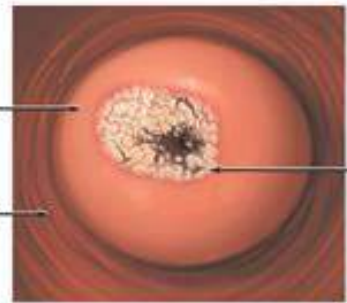
Late stage IB cervical cancer



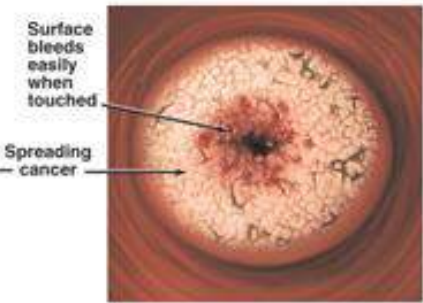
Stage IIB: The cancer spreads outside cervix to pelvic tissue



Normal cervix (speculum view)



Early stage IB cervical cancer



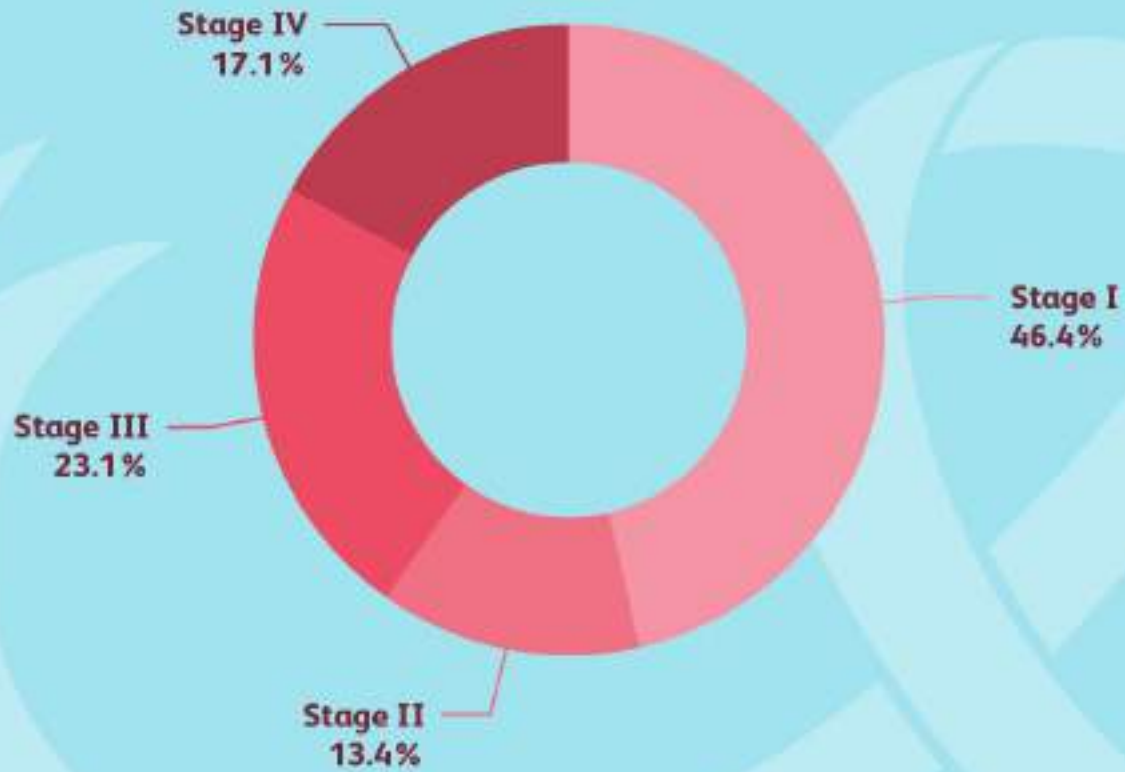
Late stage IB: cervical cancer is still limited to cervix



Stage IIB cervical cancer

# Tanı anında evre

## Cervical Cancer: Stage at Diagnosis



# Tedavi

**Erken evre (Evre IA-IB1):** Ana tedavi cerrahi

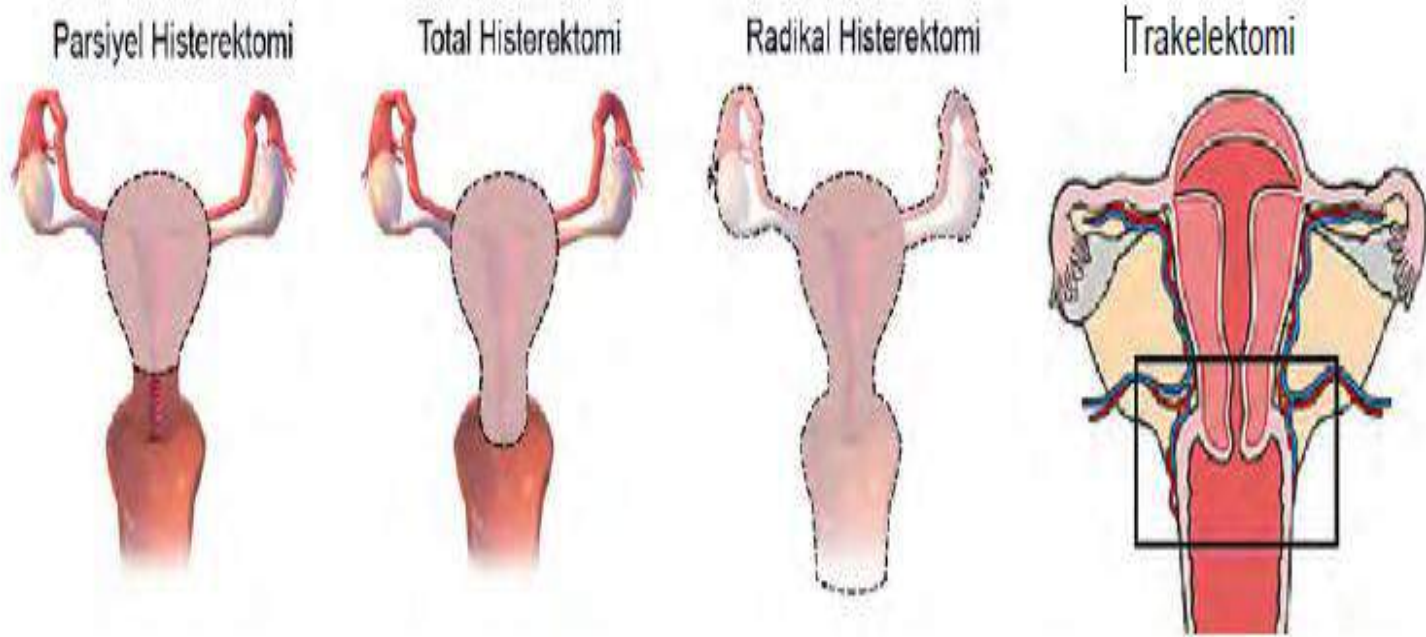
Endikasyon varsa postop Radyoterapi ve/veya kemoRadyoterapi

**Lokal ileri evre (Evre IB2-IVA):** Ana tedavi radyoterapi (EBRT+BT) ve eş zamanlı kemoterapi

EBRT: External beam radiotherapy

BT: Brachytherapy

# Cerrahi (histerektomi)



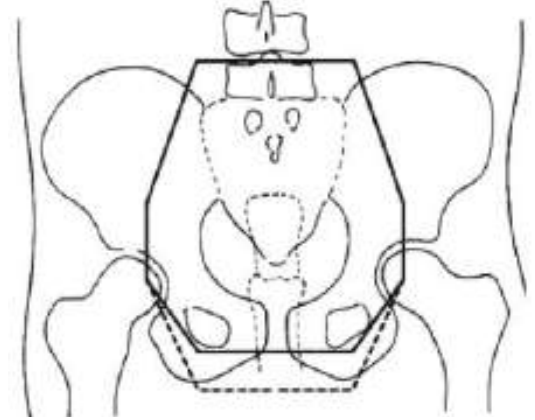
# Radyoterapi simülasyonu



# Eksternal Radyoterapi

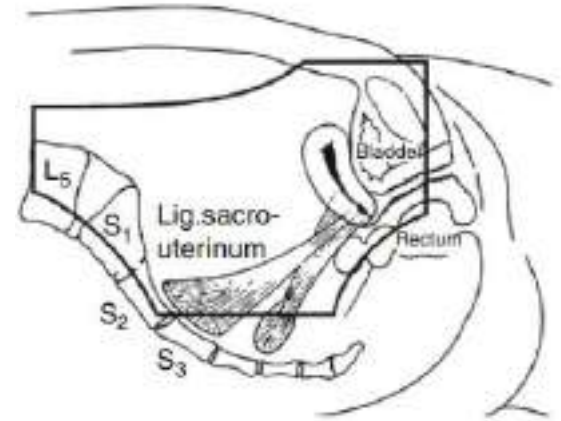
## Anterior–posterior alanlar

- Superior: L4–L5 intervertebral aralık
- Inferior: Obturator foramenlerin altı (vajen tutulumu yok ise)  
ischial tuberosities ( vajen tutulu ise)
- Lateral: kemik pelvisin 1.5–2 cm laterali



## Lateral alanlar

- Superior ve inferior: Ön-arka alanlar ile aynı
- Anterior: pubisin 1 cm önü
- Posterior: En azından S2 ve S3 vertebra arası hat (midsacrum);  
(tümörün posterior sınırına 1-2 cm eklenmeli)





# Eksternal Radyoterapi

a



b





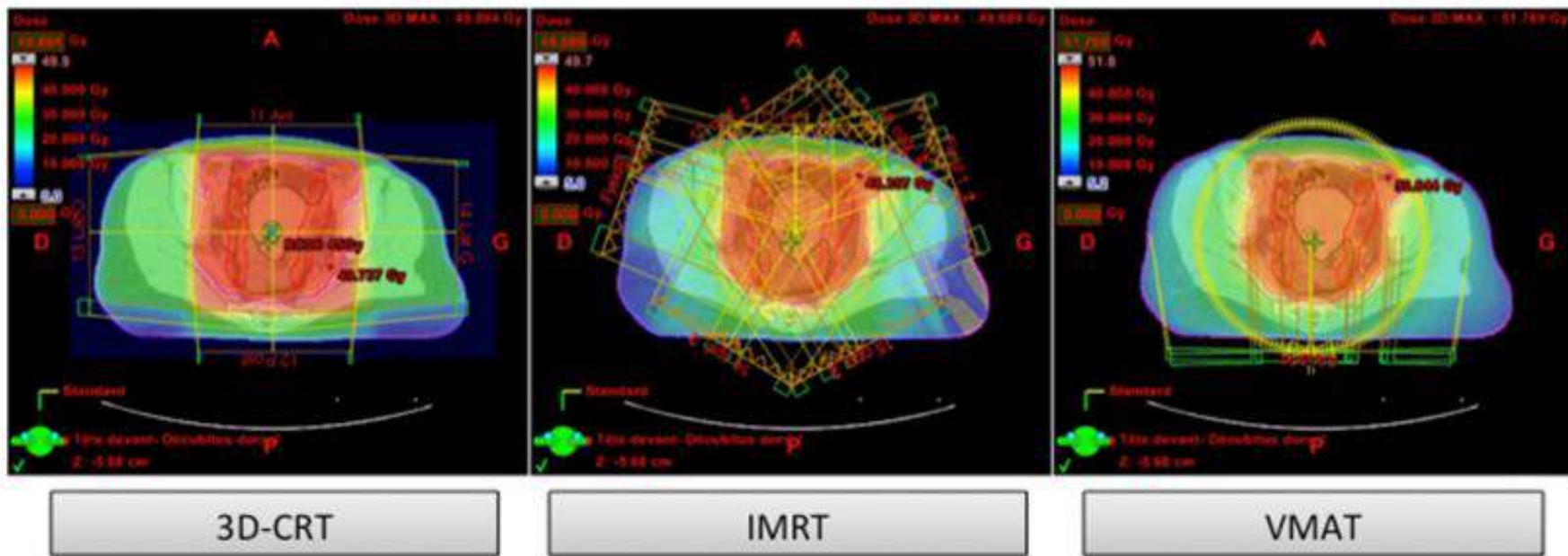


Fig. 1. Dosimetric comparison. Axial slides. (Color version of figure is available online.)

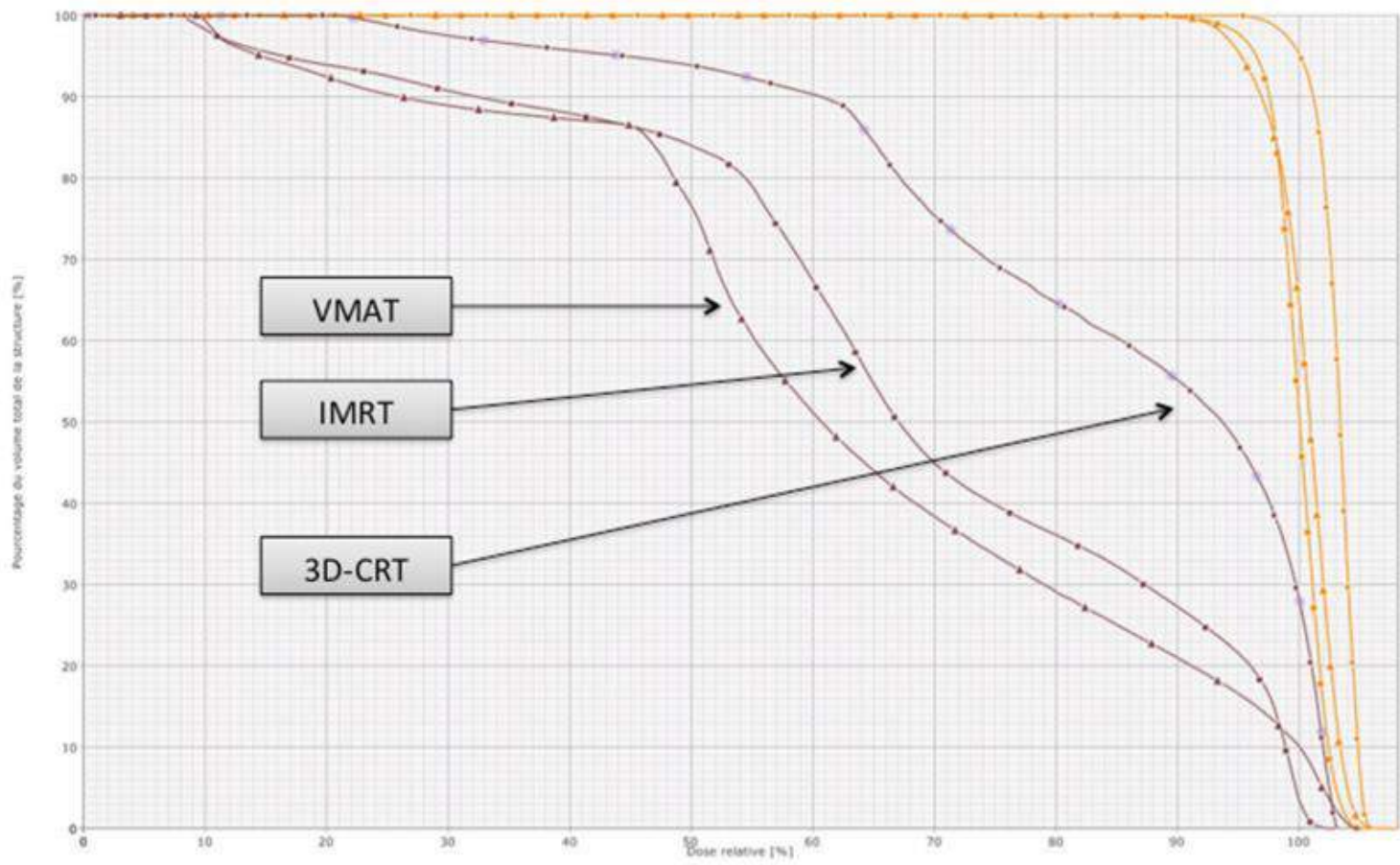
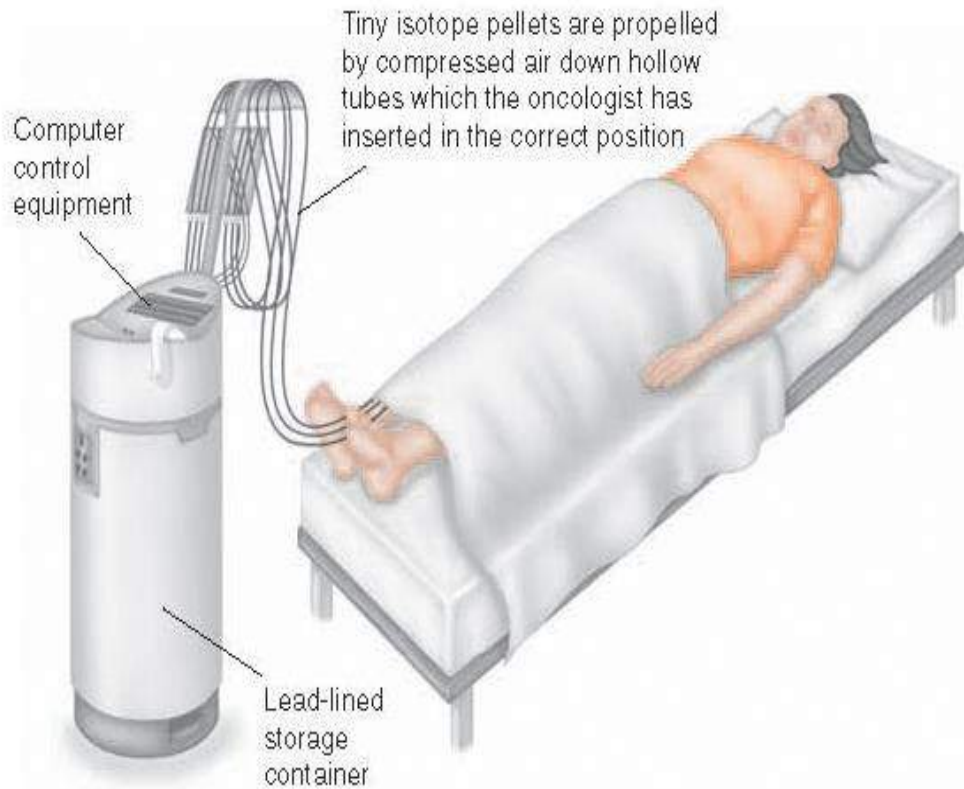


Fig. 2. Cumulative dose-volume histogram, focussing on rectum dose. (Color version of figure is available online.)

# Brakiterapi



Intracavitary treatment for cervical cancer involves the placement of small amounts of radioactive isotope inside the womb and upper vagina.



# Brakiterapi doz hızı (dose rate)

Birim zamanda verilen doz miktarıdır.

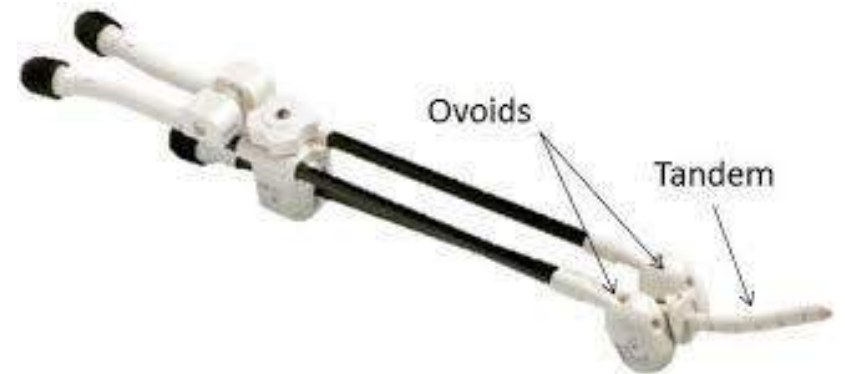
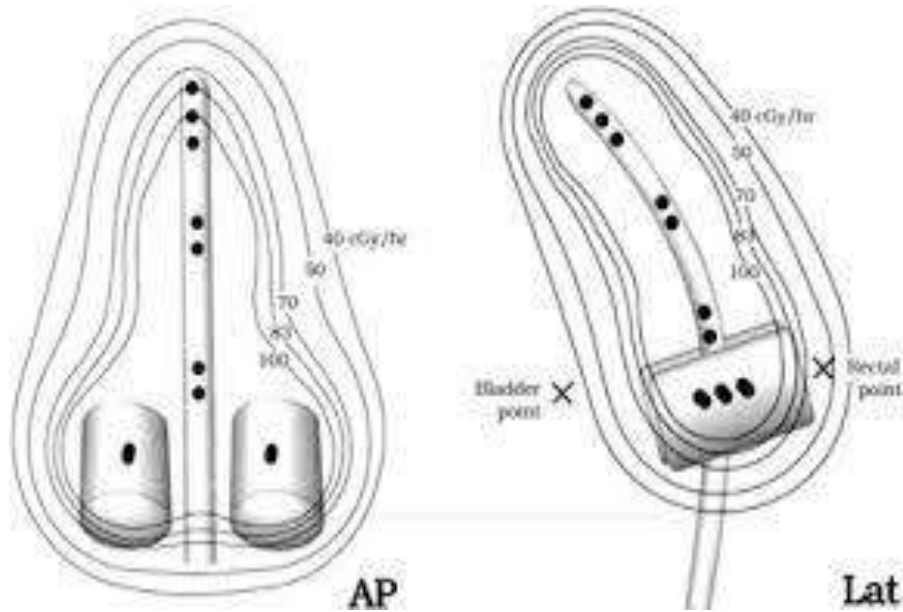
Brakiterapi aplikasyonları (uygulamaları) doz hızlarına göre 3 gruba ayrılır:

low dose rate (LDR),      0.4–2 Gy/h;

medium dose rate (MDR), 2–12 Gy/h;

high dose rate (HDR ),    >12 Gy/h.

# Intrakaviter Brakiterapi



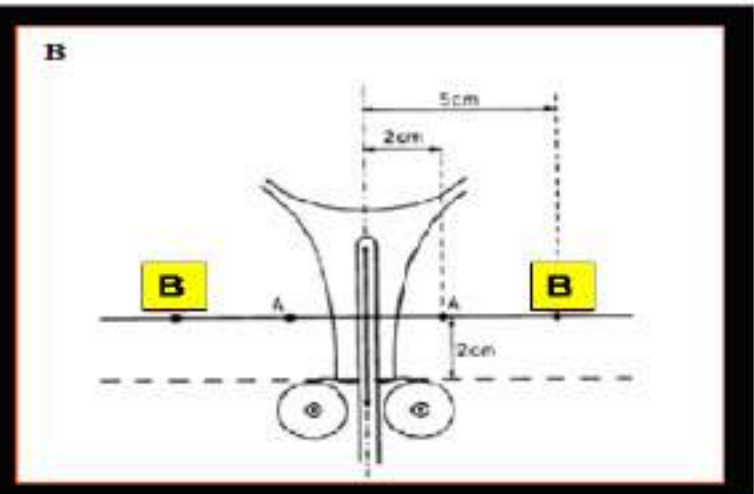
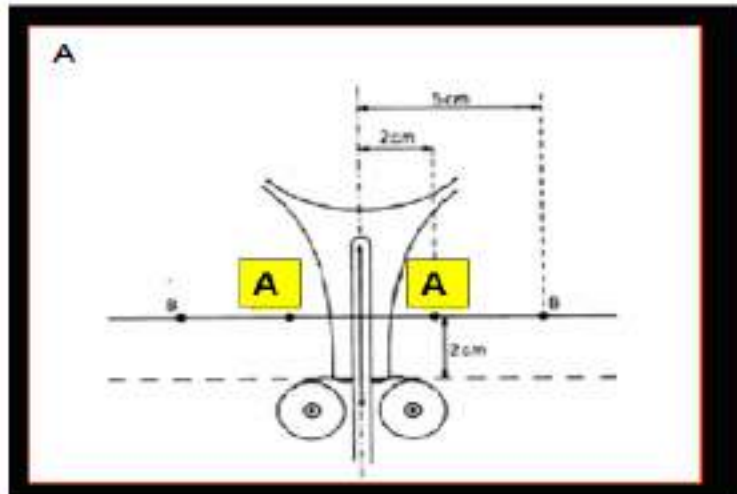


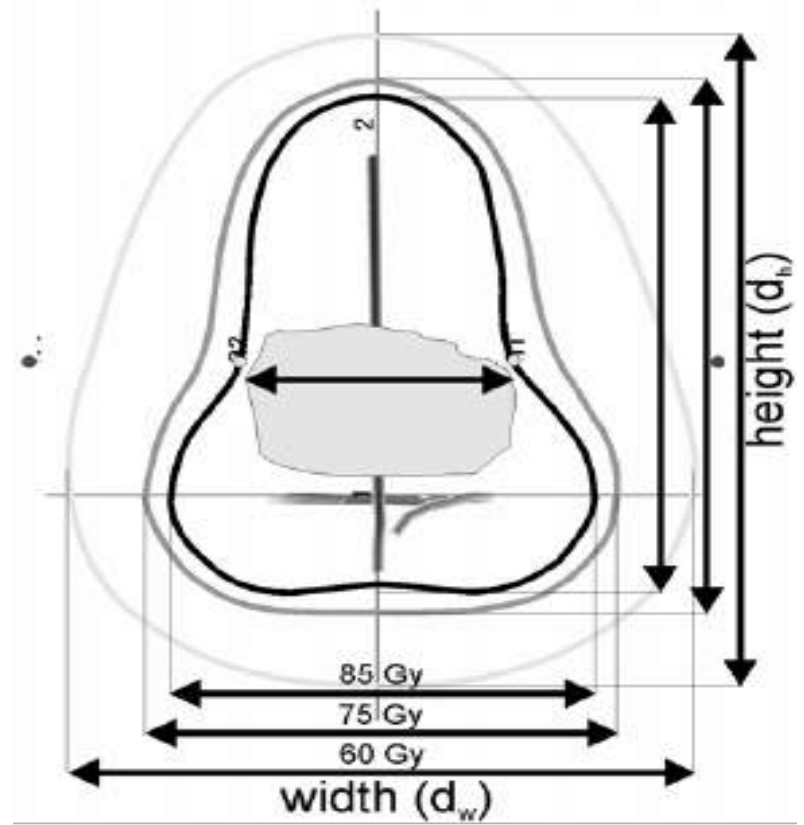
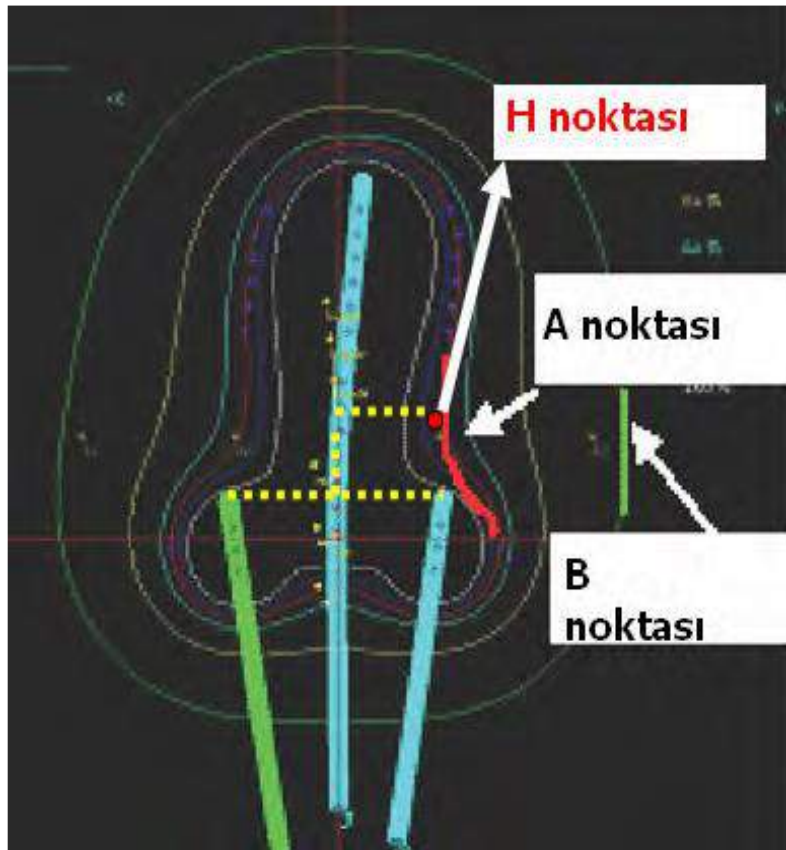
# Doz tanımlamaları

Kemik referans noktalardan başka, doz tanımlamaları için kullanılan doz preskripsiyon noktaları da bulunmaktadır. Bunlardan en bilinenleri A ve B noktalarıdır.

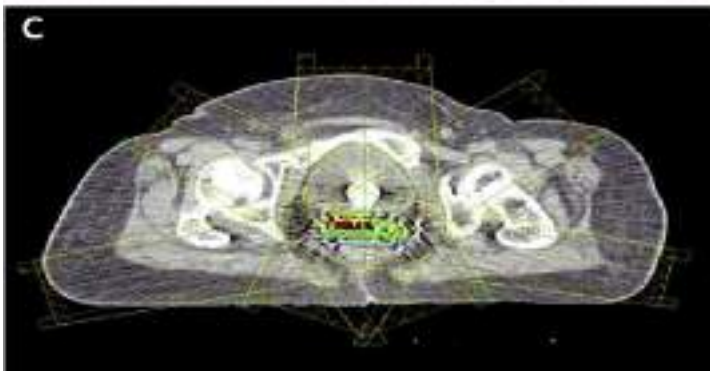
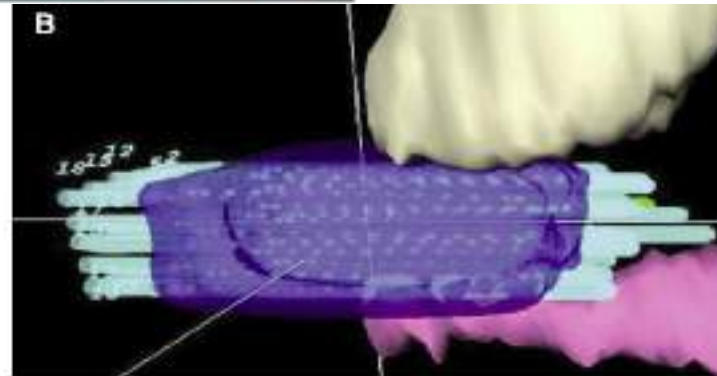
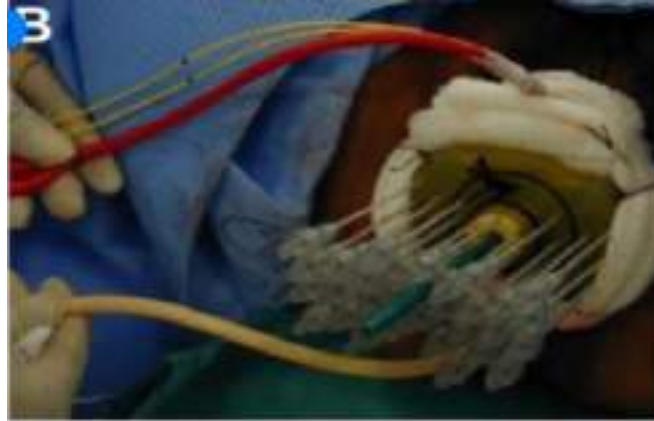
**A noktası :** Manchester sisteminin tanımladığı bir noktadır. Lateral fornikslerin tepesinden, orta hattın 2 cm yanından yukarı çıkılan dikme ile uterus kanal merkezinden laterale doğru çıkan dikmenin kesiştiği nokta olarak tanımlanır. Radyasyon nekrozlarının ilk olduğu noktadır. Ayrıca uterus damarların üreteri çaprazladığı ve tümöral dokuda minimum dozun, sağlıklı dokuda ise maksimum dozun olduğu nokta olarak bilinir.

**B noktası :** A noktasının 3 cm lateralindeki noktadır. Orta hattan 5 cm lateraldedir. Obturator lenf nodlarının aldığı dozu gösterir.



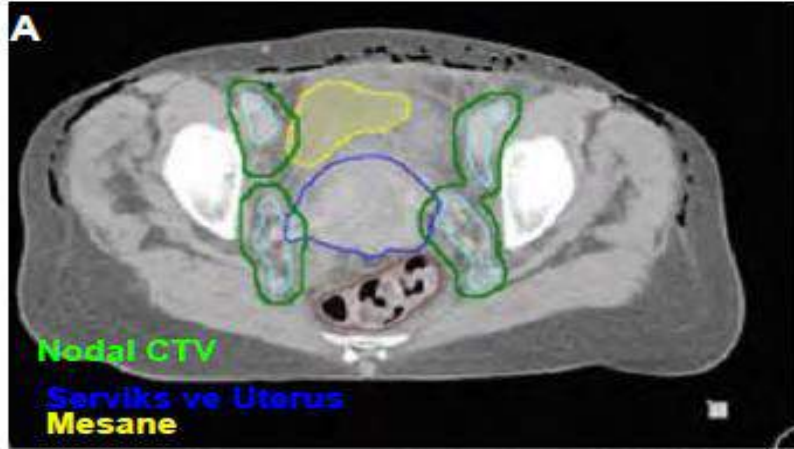


# İnterstisyel Brakiterapi





# Radyoterapi

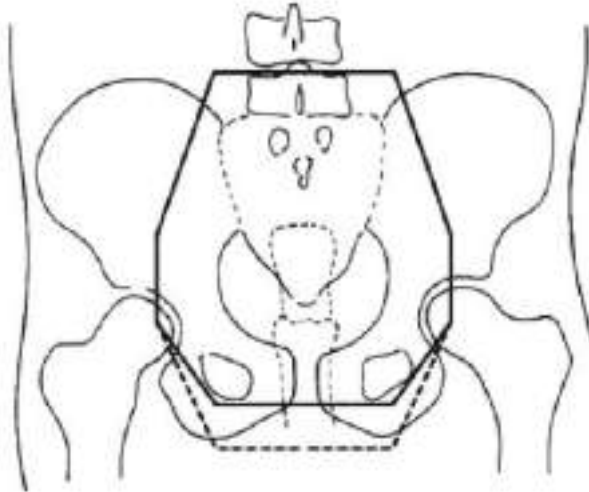


# Dozlar

Postoperatif doz: EBRT ile 45-50.4 Gy (rezidü yok ise)

Ek olarak Brakiterapi boost: 6 Gyx3 fx (Rezidü var ise)

(Silindirik brakiterapi cihazı ile)

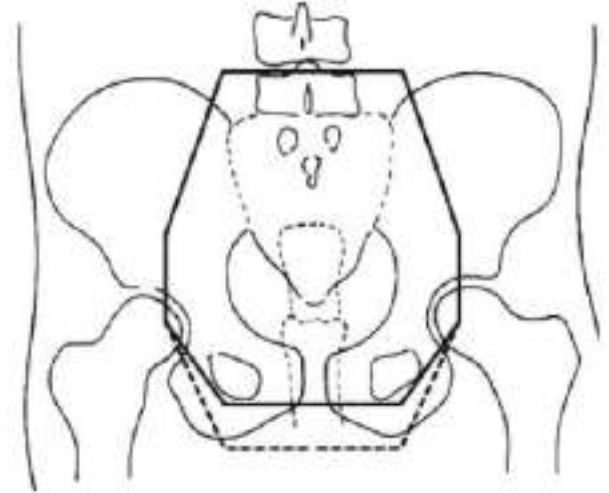


# Küratif doz (Cerrahi uygulanmayan hastalarda)

## 1. Aşama

EBRT: 50-60 Gy

(Tüm pelvis:45-50 Gy, Parametrial boost ile totalde 50-60 Gy)

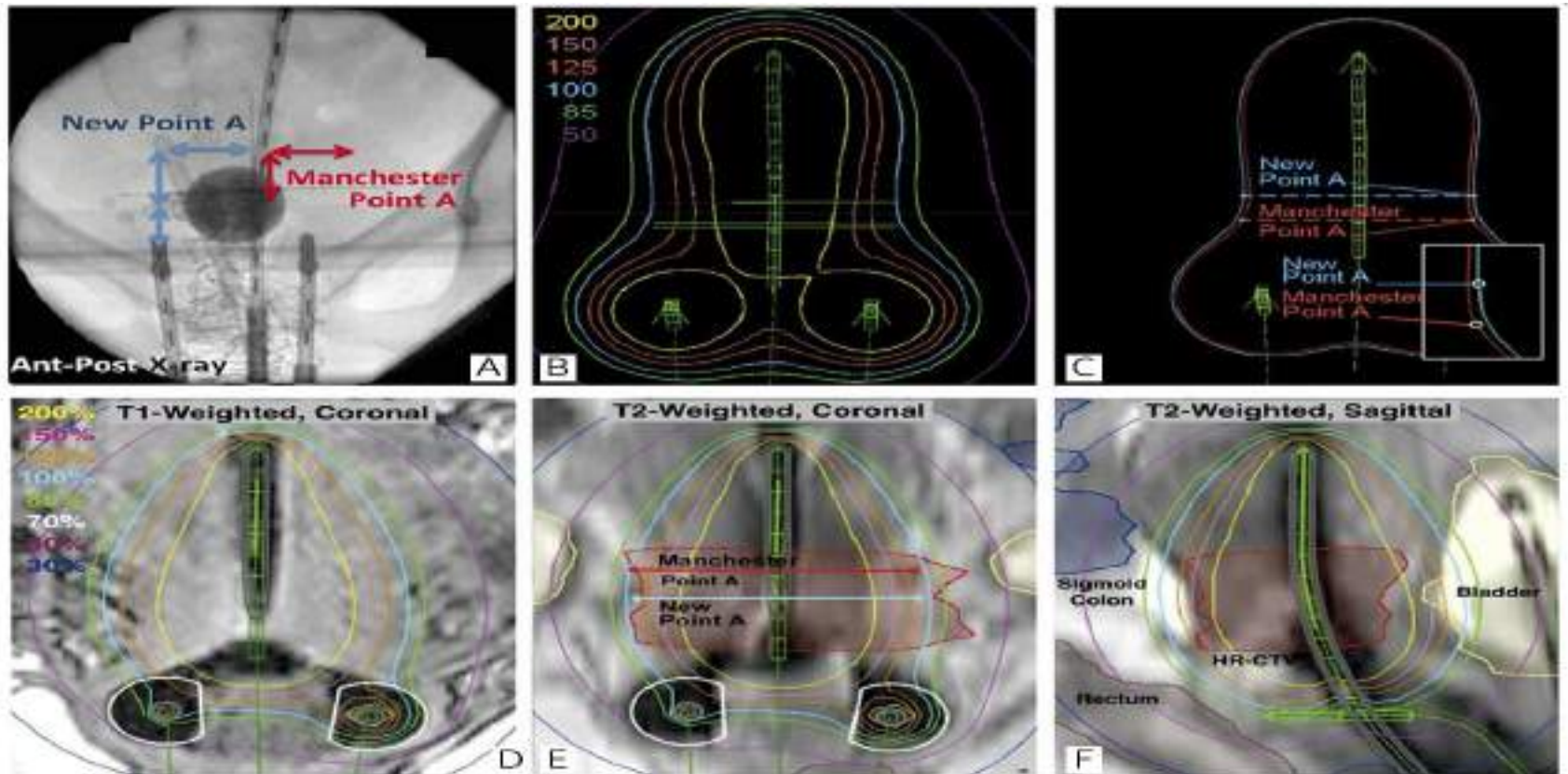


# Küratif doz 2. aşama

a) Brakiterapi:

LDR = 15–20 Gy × 2 fx

HDR = 6 Gy × 5 fx veya 7 Gy × 4 fx



# Toplamda A noktasının alması gereken doz

Erken evrede (küçük tümörlerde, ameliyat olamayan hastalarda): 80 Gy

Lokal ileri evrede:  $\geq 85$  Gy

# Doz sınırlamaları

Rektum < 75 Gy

Mesane <80 Gy

Üst vajinal mukoza <120 Gy,

Orta vajinal mukoza <80–90 Gy,

Alt vajinal mukoza <60–70 Gy.

Ovaryan yetmezlik 5–10 Gy

sterilization 2–3 Gy.

Uterus <100 Gy,

Üreterler <75 Gy,

Femur başları <50 Gy

# Yan etkiler

Erken: Yorgunluk, Bulantı-kusma, diyare, nötropeni, trombositopeni, anemi

Geç dönem: Striktürler, fistüller, femur kırıkları

# Testis Kanseri Radyoterapisi

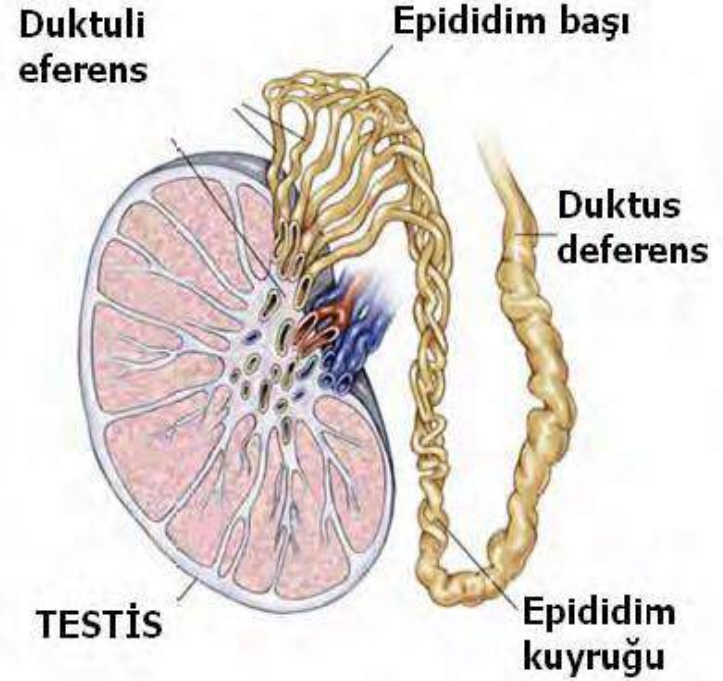
Doç.Dr. Hakan GAMSIZ  
SBÜ Gülhane Tıp Fakültesi  
Radyasyon Onkolojisi



# Etiyoloji

- Testis kanserleri, tüm kanserlerin %1'ini oluşturur
- Testiküler kanser genç ve orta yaşta sık
- Ortalama yaş 35, çoğunlukla 20-44 yaş arası
- Etiyolojisinde geçirilmiş testis kanseri öyküsü, kriptorşidizm ile Klinefelter sendromu

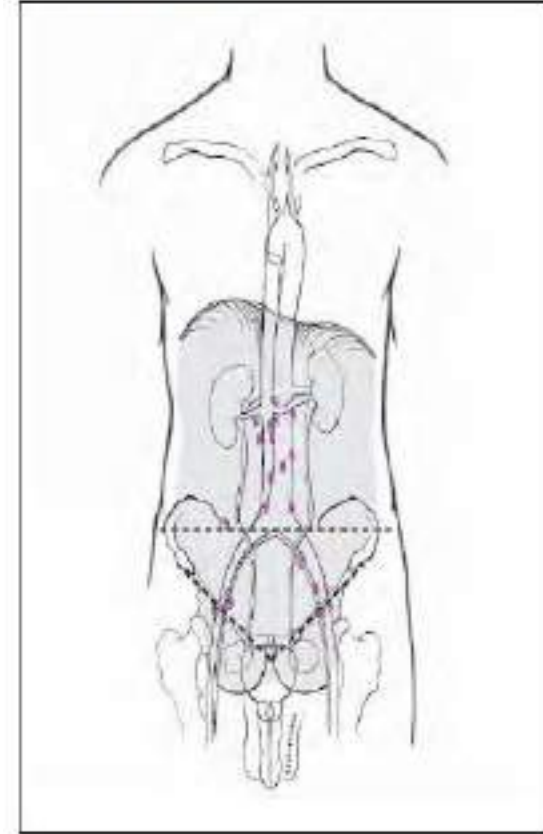
# Anatomi



# Lenfatikler

- İnteraortokaval, Paraaortik (periaortik), Parakaval, Preaortik, Prekaval, Retroaortik, Retrokaval lenf nodlarıdır.
  - • Sağ testis lenfatikleri genellikle karşı taraf paraaortik lenf nodlarına da drene olurken; sol testis lenfatikleri sadece sol taraf lenfatiklerine drene olur.
  - • İntrapelvik, eksternal iliak ve inguinal nodlar; testis tümörü tanısı konulmuş olguda, cerrahi sonrası saptanırsa rejjyone lenf nodu olarak tanımlanabilir.

Testis Lenfatikleri



# Semptomlar

- Ağrısız skrotal kitle en sık belirtidir.
- Hastaların %20'sinde hidrosel de bulunmaktadır.
- Genellikle bilateral olmak üzere jinekomasti, retroperitoneal adenopatiye bağlı bel ağrısı ve aynı bölgede büyük kitle oluşmuşsa karın ağrısı, bulantı, kusma ve kabızlık gibi şikayetler olabilir.
- Yaygın metastazlı hastalarda ise bulgular, metastaz yerine göre değişir

# Patoloji

<b>Germ Hücreli Tümörler</b>
<b>Seminom</b>
<b>Nonseminomatöz germ hücreli tümörler</b>
<ul style="list-style-type: none"><li>• Embriyonel karsinom</li><li>• Koryokarsinom</li><li>• Yolk sac tümör (endodermal sinus tumorü)</li><li>• Teratom</li><li>• Malign / somatik transformasyon gösteren teratom</li><li>• Mikst germ hücreli tümör</li></ul>
<b>Spermatositik Tümör</b>
<b>Seks kord-stromal tümörler</b>
<ul style="list-style-type: none"><li>• Sertoli hücreli tümör</li><li>• Leydig hücreli tümör</li><li>• Granulosa hücreli tümör</li><li>• Mikst tipler (ör: Sertoli-Leydig hücreli tümör)</li><li>• Sınıflandırılmayan</li></ul>
<b>Mikst germ hücreli ve stromal tümörler</b>
<ul style="list-style-type: none"><li>• Gonadoblastom</li></ul>
<b>Adneksal ve paratestiküler tümörler</b>
<ul style="list-style-type: none"><li>• Rete testis adenokarsinomu</li><li>• Epididim adenokarsinomu</li><li>• Mezotelyoma</li><li>• Malign mezotelyoma</li><li>• Adenomatoid tümör</li></ul>
<b>Çeşitli Tümörler</b>
<ul style="list-style-type: none"><li>• Karsinoid</li><li>• Lenfoma</li><li>• Metastatik tümörler</li></ul>

# Tedavi

Tüm evrelerde cerrahi (Radikal inguinal orşiektomi)



Cerrahi sonrası

Evre I'de

Takip

Radyoterapi (yüksek risk faktörleri varsa)

Kemoterapi

Evre IIA-IIB

Radyoterapi, kemoterapi

Evre IIC den itibaren kemoterapi

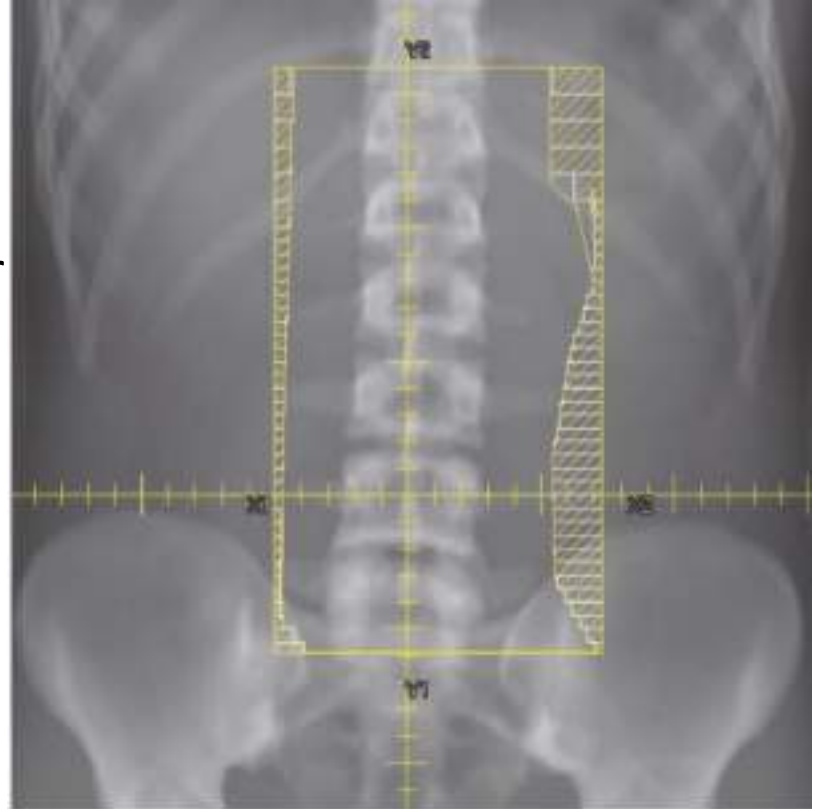
# Radyoterapi Planlama

- Simulasyon öncesi fertilitte değerlendirilmesi, Sperm bankasına yönlendirme
- Supine pozisyonda
- Normal (karşı taraf) testis koruması için clamshell



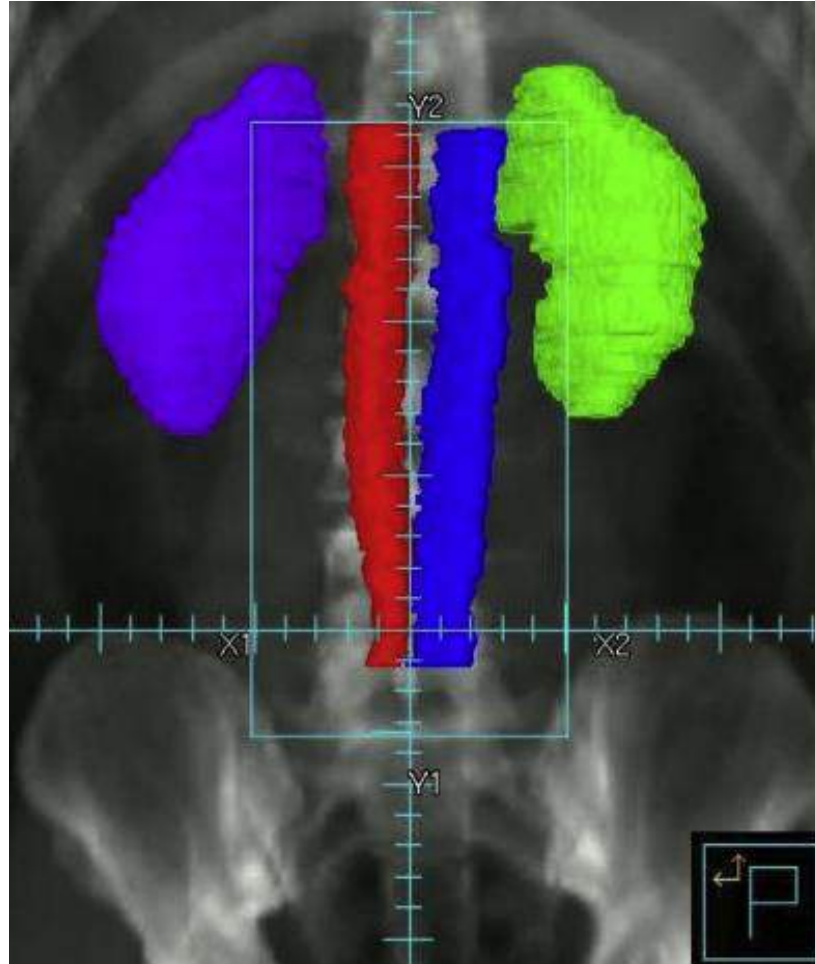
# Evre I seminomda RT alanı (Paraaortik alan)

- Superior: T11–T12 interspace
- Inferior: L5–S1 interspace
- Lateral: Transvers proçes
- Sol testis için: Renal hilus dahil edilir





# Böbrek dozlarına dikkat



# Evre II seminomda RT alanı (Paraaortik ve iliak alan) Dog-leg/Hockey stick

Superior: T11–T12 interspace

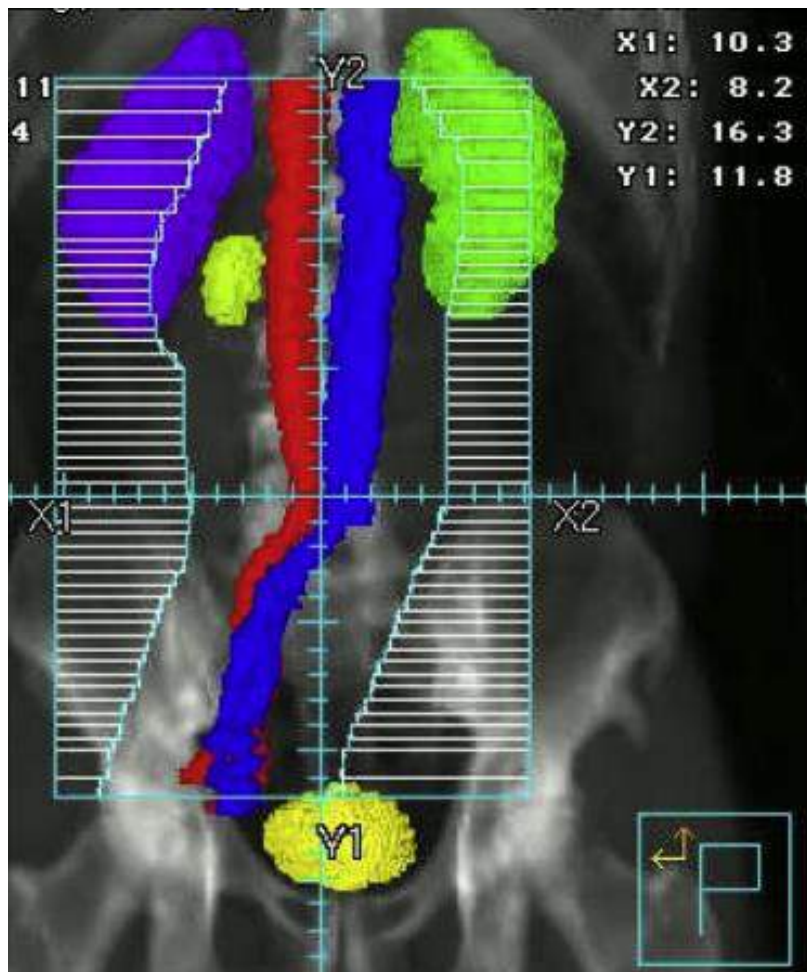
Inferior: mid-obturator foramen

Lateral: transverse process (L5–S1  
aralığına kadar)

Sonrasında diagonal olarak  
asetabulumun laterali,

Sol testis: Renal hilus dahil edilir





# Dozlar

**Evre I : 20 Gy /2Gy/gün**

Evre IIA: 26 Gy /2Gy/gün

Evre IIB: 30 Gy /2Gy/gün

- Clamshell karşı taraf testis dozunu 2-3 kat azaltır

	testis dozu
paraaortik alanda clamshell varsa	0.7cGy/Fx
yoksa	2 cGy/fx
dogleg alanında clamshell varsa	1.5 cGy/fx
yoksa	4 cGy/fx

# Yan etkiler

Akut yan etkiler: Genellikle hafif seyreder  
bulantı, kusma, diyare,  
yorgunluk,  
kan değerlerinde düşme

Geç yan etkiler: Sterilizasyon  
Peptik ülser (nadir)  
İnce bağırsak obstrüksiyonu  
RT ye bağlı ikincil kanserler

# Mesane Kanseri Radyoterapisi

Doç.Dr. Hakan GAMSIZ  
SBÜ Gülhane Tıp Fakültesi  
Radyasyon Onkolojisi

# Anatomi

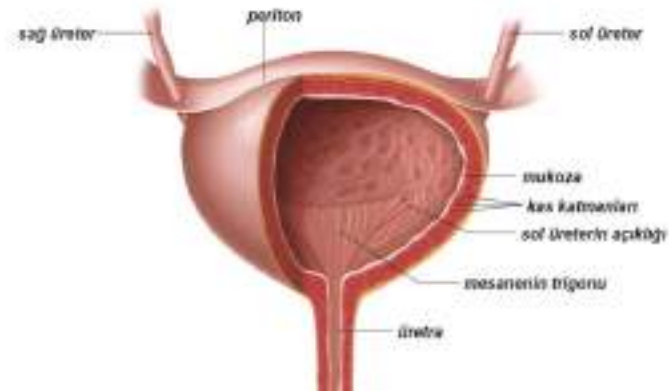
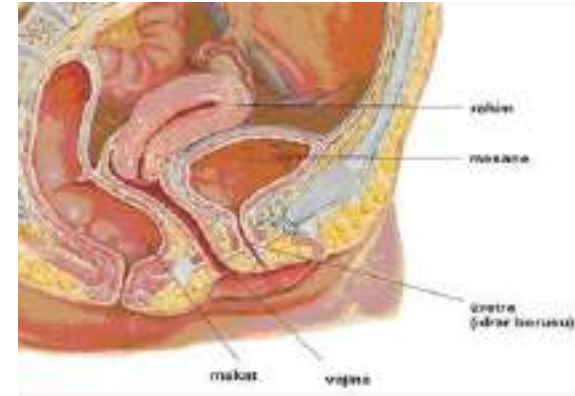
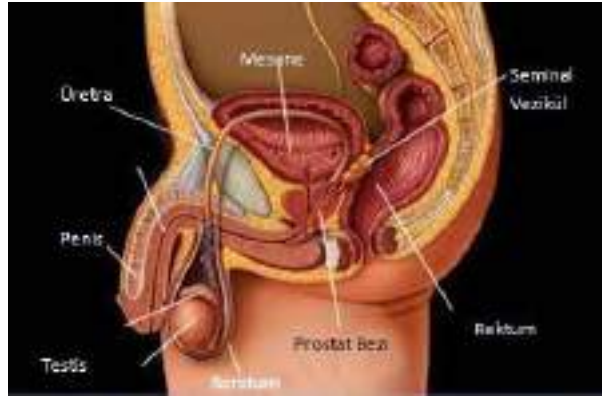
- Mesane erişkinde 350-450 ml kapasiteli idrar depolayan içi boş bir organdır. Boş iken symphysis pubis arkasındadır Endodermal kaynaklı detrusor kası ve bunun tabanında mezodermal kaynaklı trigon bölümünden oluşur.
- Mesane kubbesi peritonla örtülü olup, periton aracılığıyla ince bağırsaklara komşudur. Periton mesane kubbesini örttükten sonra symphysis pubis hizasında karın ön duvarına atlayarak karın iç yüzünü sarar.



# Anatomi

- Mesane erkeklerde arkada seminal veziküller, vas deferenslerin ampulla bölümü, üreter alt uçları ve rektum ile komşudur.
- Kadınlarda uterus ve vajina ile komşuluğu vardır.
- Erkeklerde mesane tabanı prostat ile komşudur

# Anatomi



# Epidemiyoloji

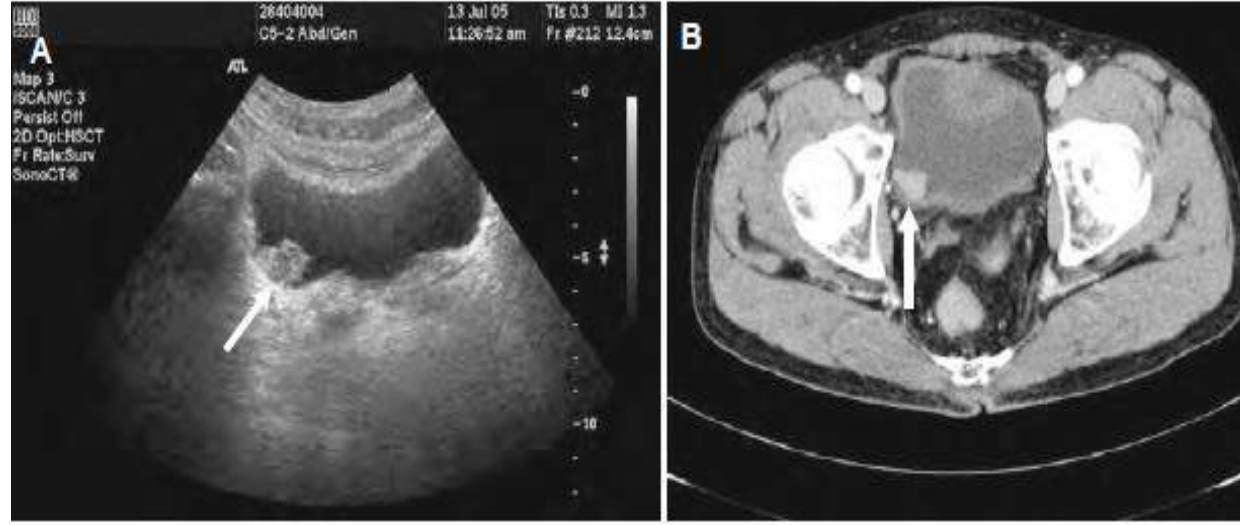
- Erkeklerde kadınlara oranla 3-4 kat daha fazla görülmekte
- Üretelyal karsinom (değişici epitel hücreli karsinom) %90 oranında (en sık ) görülen tümör tipi.
- En sık görüldüğü lokasyon mesanenin trigon bölgesi

# Risk faktörleri

- Sigara içme
- Arsenik
- Kronik enfeksiyon
- Kronik kateter kullanımı
- Naftilaminler

# Prezentasyon

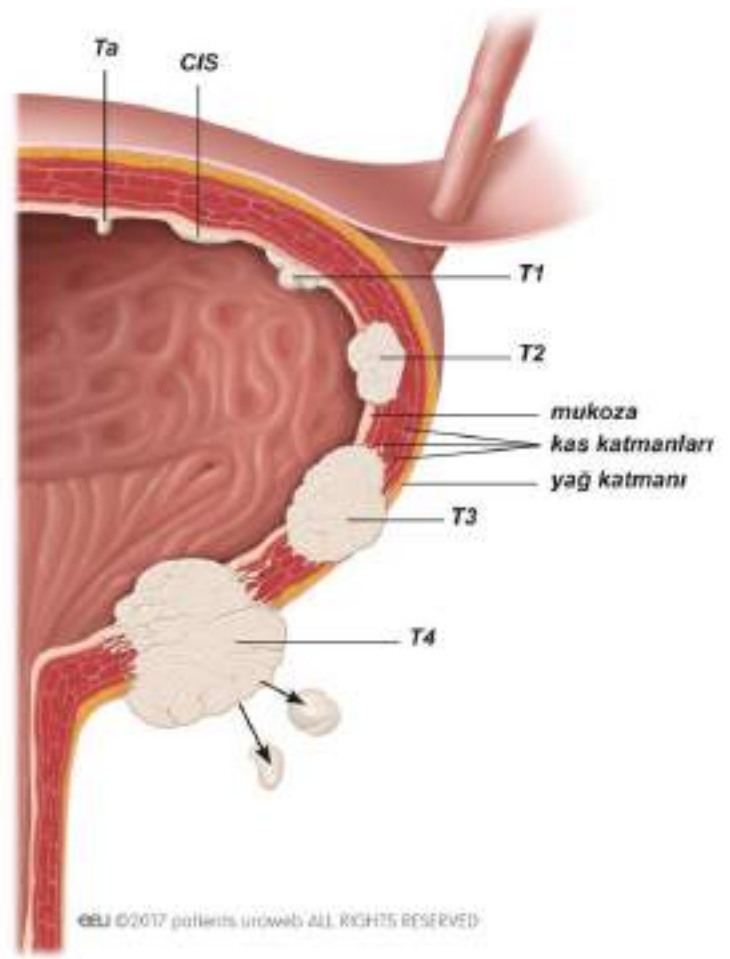
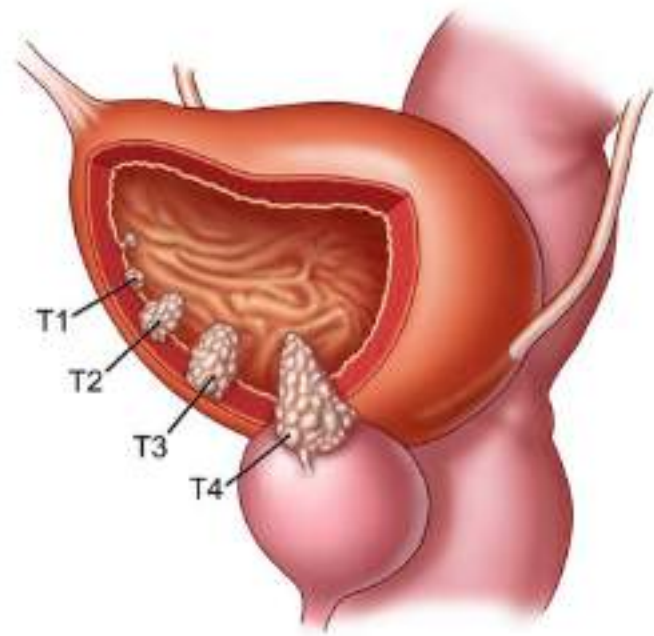
- Hastaların %90'ı ağrısız gros hematüri ile başvurur.
- Poliüri, dizüri, pollaküri gibi yakınmalar sıktır.
- Göbek altında, idrar kesesine uyan bölgede ağrı hissi de olabilir.
- İleri evrelerde ağrı ve bacak ödemi ortaya çıkabilir.



- Kas invaze bir mesane kanseri hastasının A. USG ve B. Tomografi görüntüleri

# Patoloji

- Ürotelyal karsinom, endüstrileşmiş ülkelerde görülen mesane kanserlerinin hemen hemen %90'ından sorumludur.
- Mesane kanserlerinin yaklaşık %5-%10'u skuamöz hücreli karsinomdur.
- Adenokarsinom mesane kanserlerinin nadir görülen bir tipidir ve mesane kanserlerinin %2'sinden sorumludur.
- İndiferansiye karsinomlar.





# Non-invaziv mesane kanserinde tedavi

- Ta, Tis, T1
- Sadece TUR-T ile takip
- TUR-T sonrası intravesical kemoterapi
- Tekrarlayan TUR-T sonrası takip
- Sistektomi (multifokalite veya rezidüel hastalık varlığında)
- Mesane koruyucu tedavi (kemoradyoterapi)

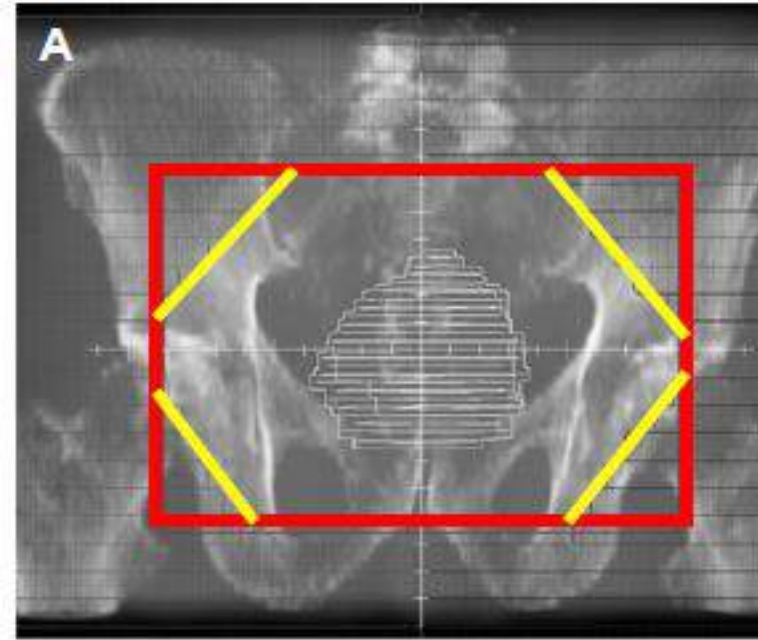
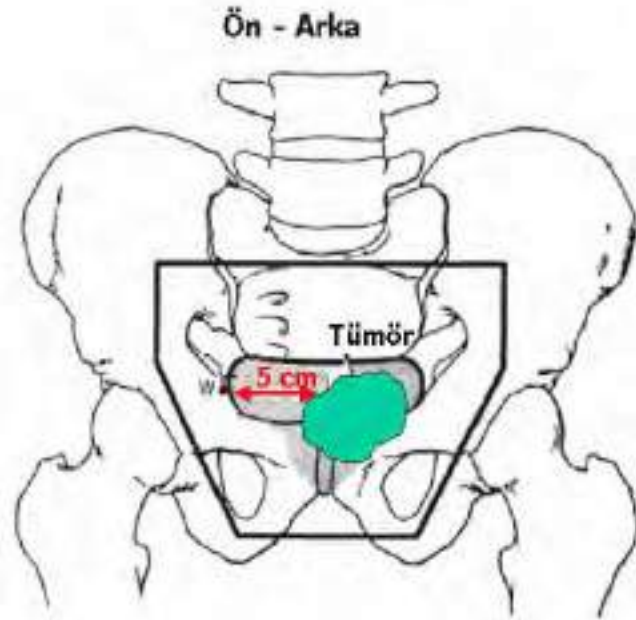
# İnvaziv mesane kanserinde tedavi

- T2-T4
- Neoadjuvan kemoterapi sonrası radikal sistektomi
- Neoadjuvan kemoterapi sonrası parsiyel sistektomi
- TUR-T sonrası kemoradyoterapi (mesane koruyucu tedavi)
- Tek başına radyoterapi (hasta cerrahi ve kemoterapi için uygun değilse)

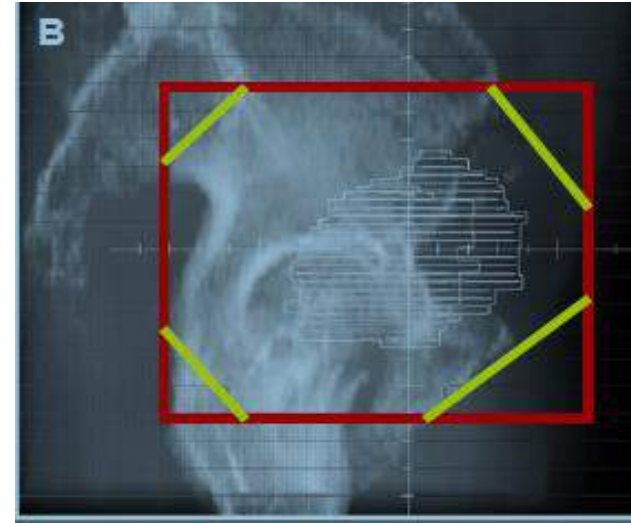
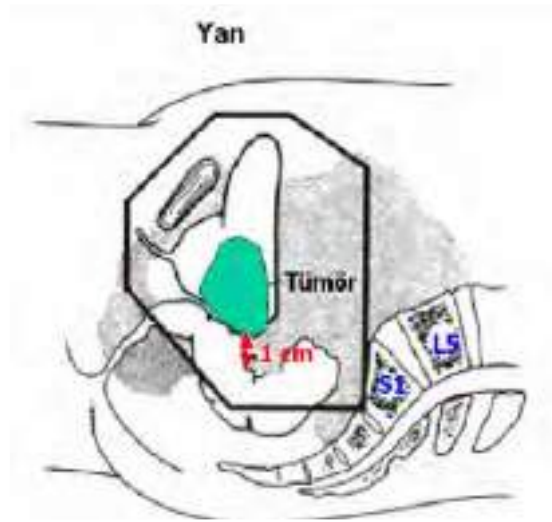
# Radyoterapi tekniği

- Radyoterapi TUR-T den 8 hafta içerisinde başlanılmalıdır.
- BT simülasyonu: hasta supin pozisyonda boş bir mesane ve rektum ile immobilize edilmelidir.
- Kontrast madde kullanılabilir.

# 2 boyutlu planlama



# 2 boyutlu planlama



# 2 boyutlu planlama

- **Ön – Arka Alanlar**
- **Üst sınır:** S1-2 arası (midsakrum)
- **Alt sınır:** Obturator foramenlerin altı (mesane boynu ve / veya prostatik Üretra tutulumu varsa 1.5 cm daha aşağı inilir)
- **Yan sınırlar:** Kemik pelvis 1.5 – 2 cm dışıdır (tümörden uzaklığı en az 5 cm).

## Yan Alanlar

**Üst sınır:** S1-2 arası (midsakrum)

**Alt sınır:** Obturator foramenlerin altı (mesane boynu ve / veya prostatik Üretra tutulumu varsa 1.5 cm daha aşağı inilir)

**Ön sınır:** Symphysis pubis önü

**Arka sınır:** Kitleden en az 1 -3 cm arkasıdır.

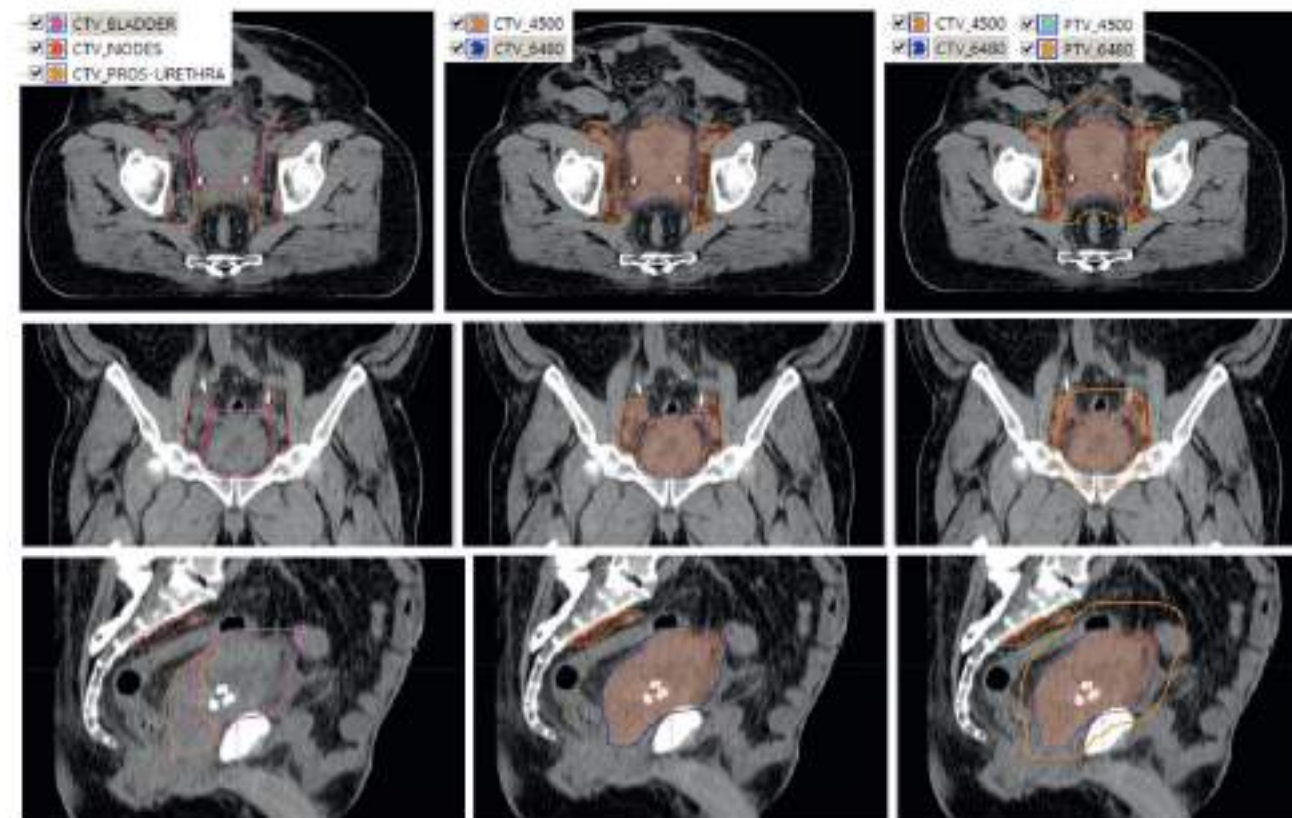
# 3 boyutlu planlama

- Pelvik alan için;
  - GTV:Gross tümör
  - CTV1: GTV + mesane, prostat(erkek), prostatik üretra (erkek), nodal lenfatikler (internal iliak, eksternal iliak ve obturator).
- Alan sınırları :
  - Superior: S1–2 bileşkesidir.
  - Inferior: Obturator foramenin 1 cm altıdır.
  - Lateral: Kemik pelvisi 1.5 cm içerir.
  - Posterior: CTV-mesanenin 3 cm arkasıdır.
  - Anterior: Simfisis pubisin 1 cm anterioru ya da mesane ön ucunun 1.5 cm anteriorudur (hangisi daha önde ise).
- Blok koruma:
  - Anterior/posterior alanlarda: Femur başlarının medial tarafına konur.
  - Lateral alanlarda: Posteriorde anal kanal, inferiorda yumuşak doku, anteriorda simfisis pubis, superiorda ince barsak ve anterior iliak zincir alan içindeyse anterior rektus fasyası korunur.
- PTV1:CTV +1- 1.5 cm marj verilir

# 3 boyutlu planlama

- Mesane için;
  - GTV: Gros tümördür.
  - CTV2. GTV + mesanedir.
  - PTV2: CTV + 0.5 cm'dir (superiorda marj 1.5 cm).
- PTV volümünü azaltmak için mesane boşken ve doluyken BT simülasyon yapıp, füzyonla birleştirilebilir





# Radyoterapi dozları

- Mesane koruyucu tedavi için TUR-T sonrası kemoradyoterapi planlanan hastada:
  - 40-45 Gy pelvik alan (bölgesel lenf nodları+ tüm mesane) sonrası
  - boost (ek doz) 60-65 Gy tümörün olduğu bölgeye uygulanır.

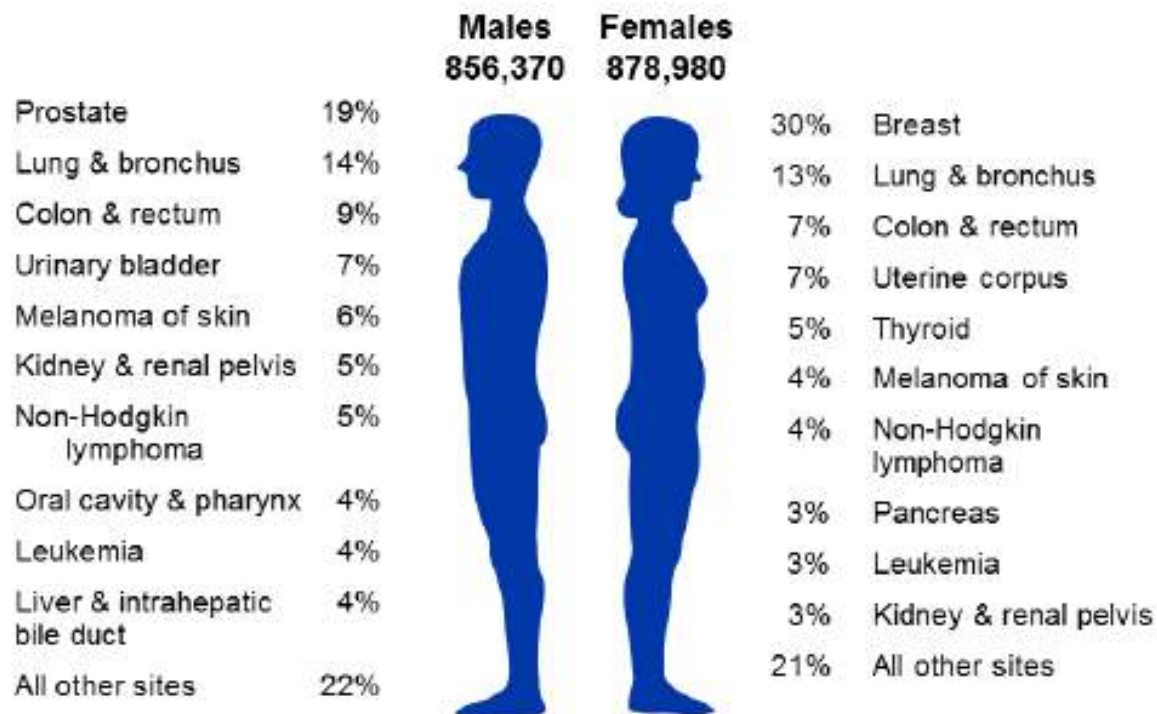
# Komplikasyonlar

- Akut dizüri
- Üriner sistem enfeksiyonu
- Hematüri
- Üretral darlık
- Gastrointestinal toksisite ( ishal, bağırsak spazmı vs.)

# Prostat Kanseri Radyoterapisi

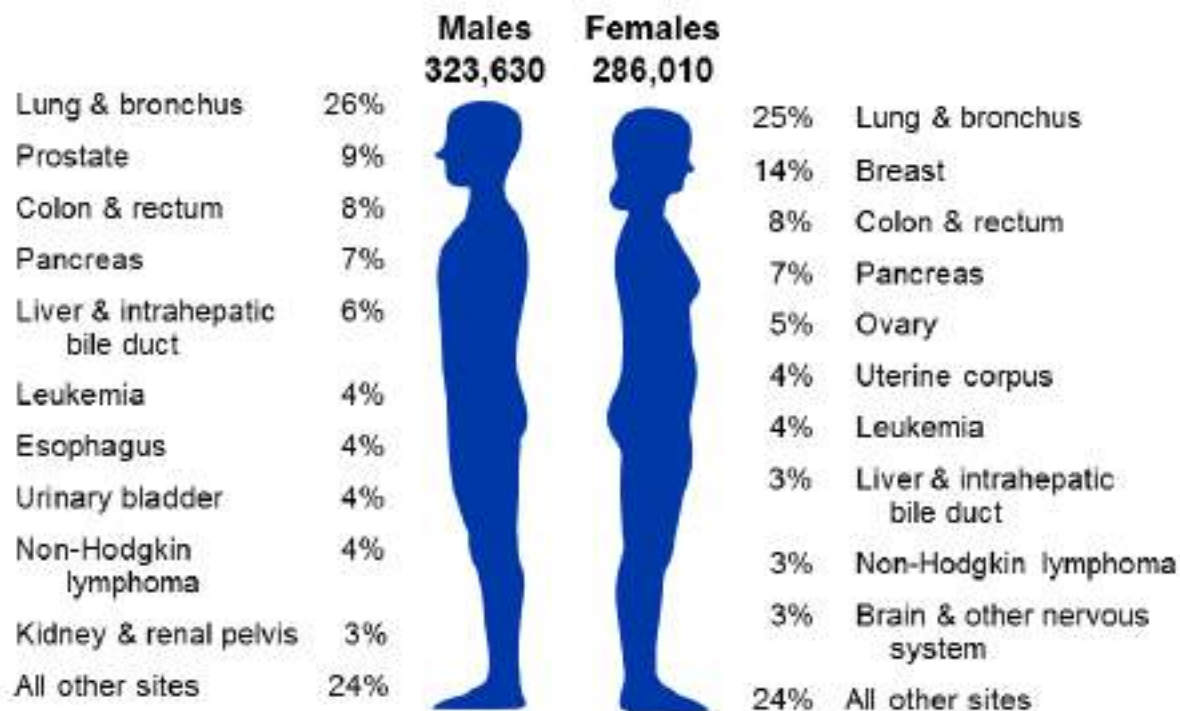
Doç.Dr. Hakan GAMSIZ  
SBÜ Gülhane Tıp Fakültesi  
Radyasyon Onkolojisi

## Estimated New Cancer Cases\* in the US in 2018

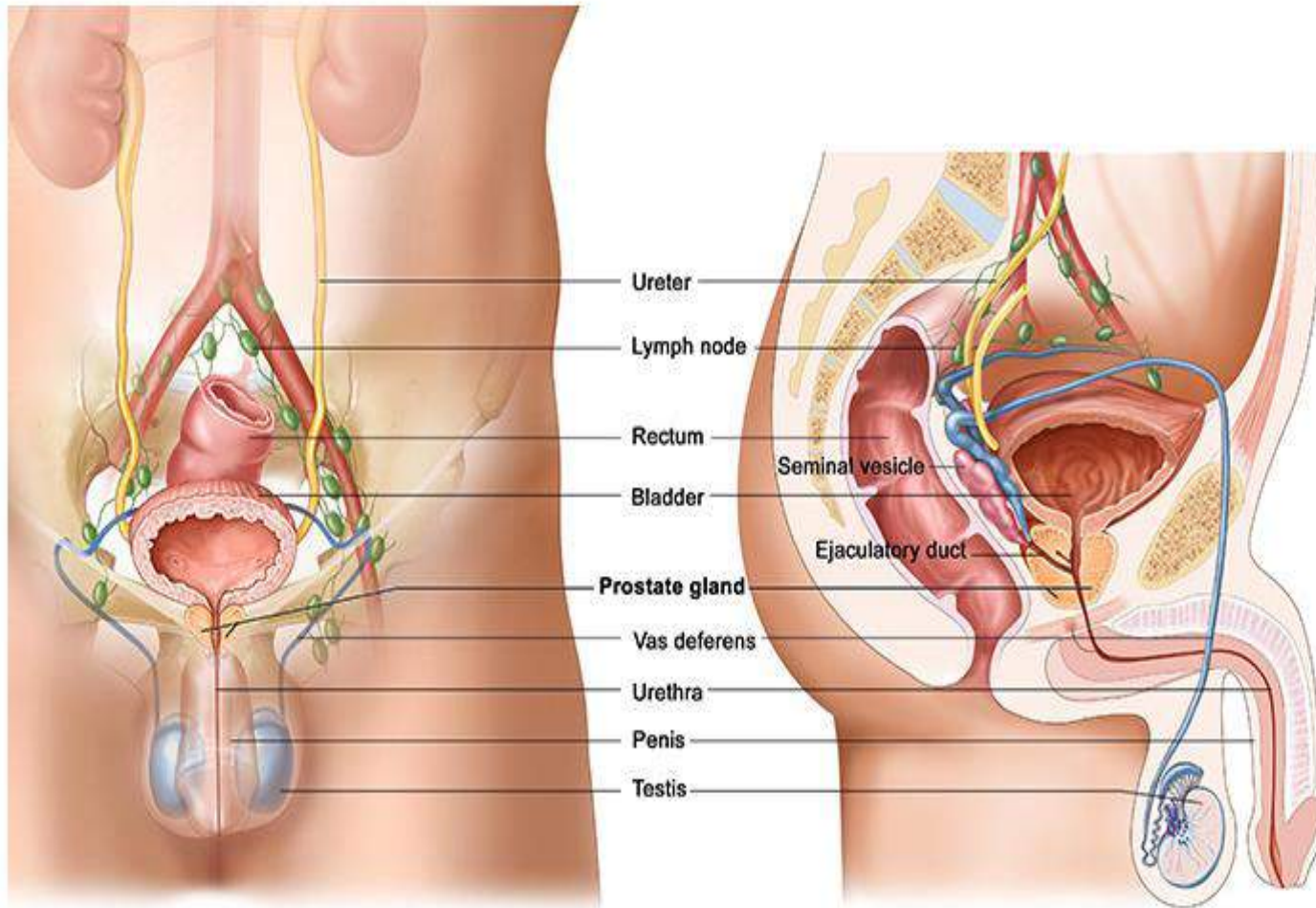


\*Excludes basal cell and squamous cell skin cancers and in situ carcinoma except urinary bladder.

## Estimated Cancer Deaths in the US in 2018



# Anatomi



# Direkt grafide prostat bölgesi

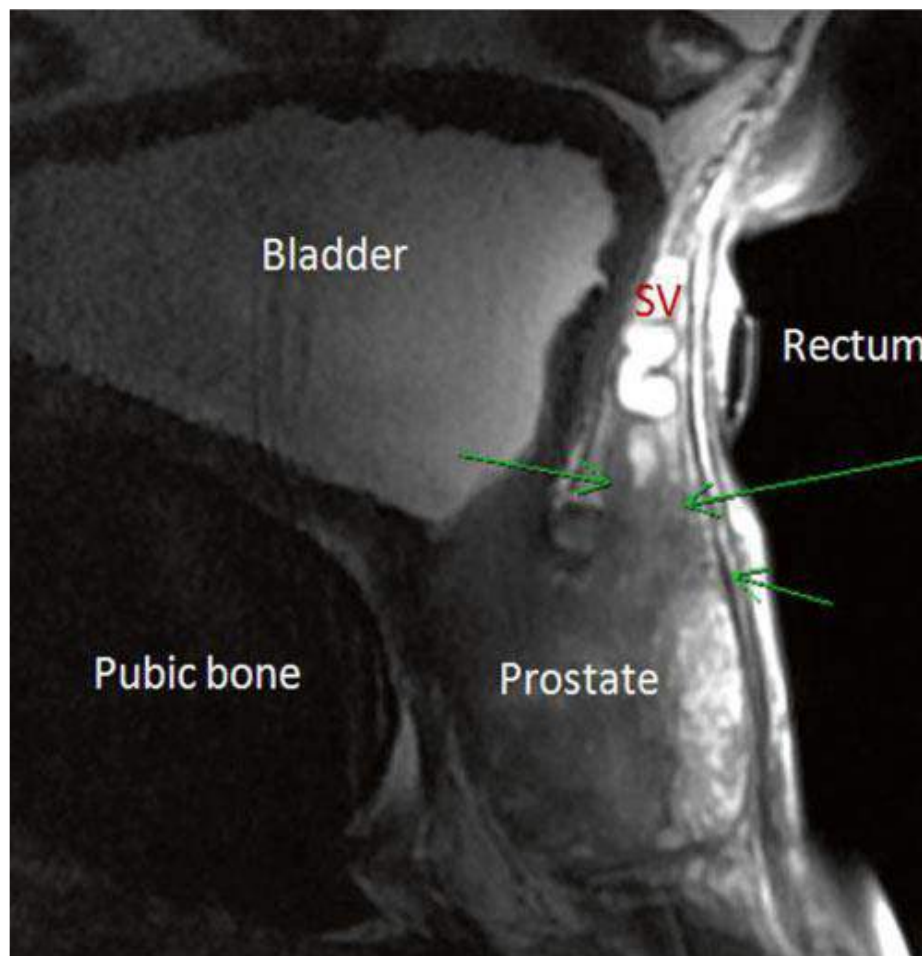




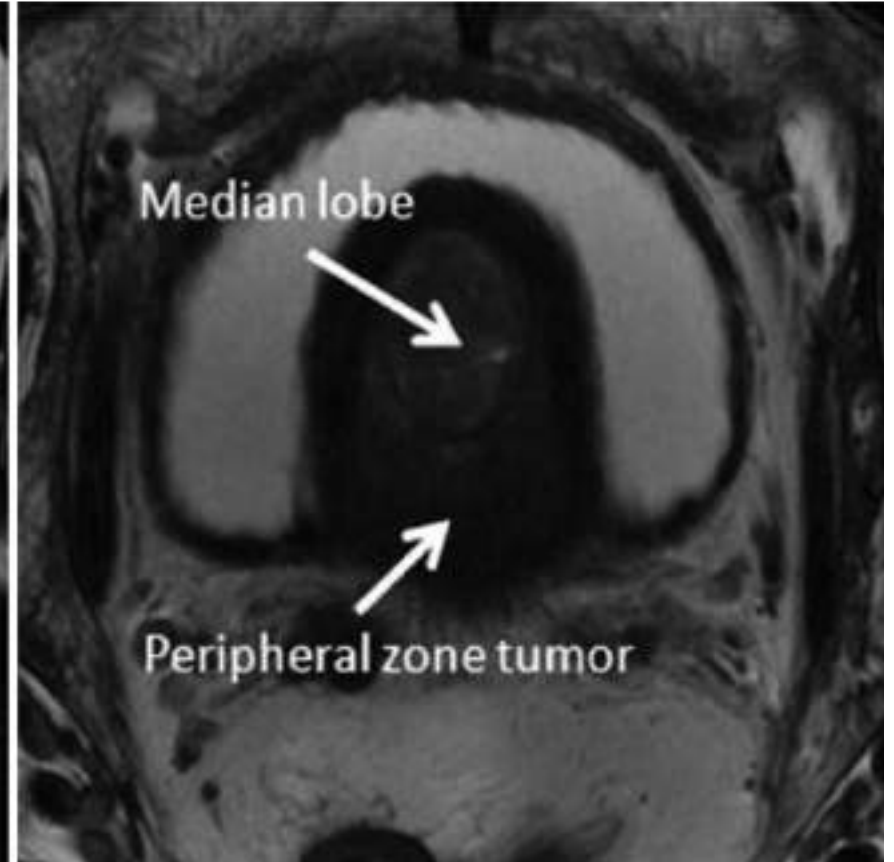
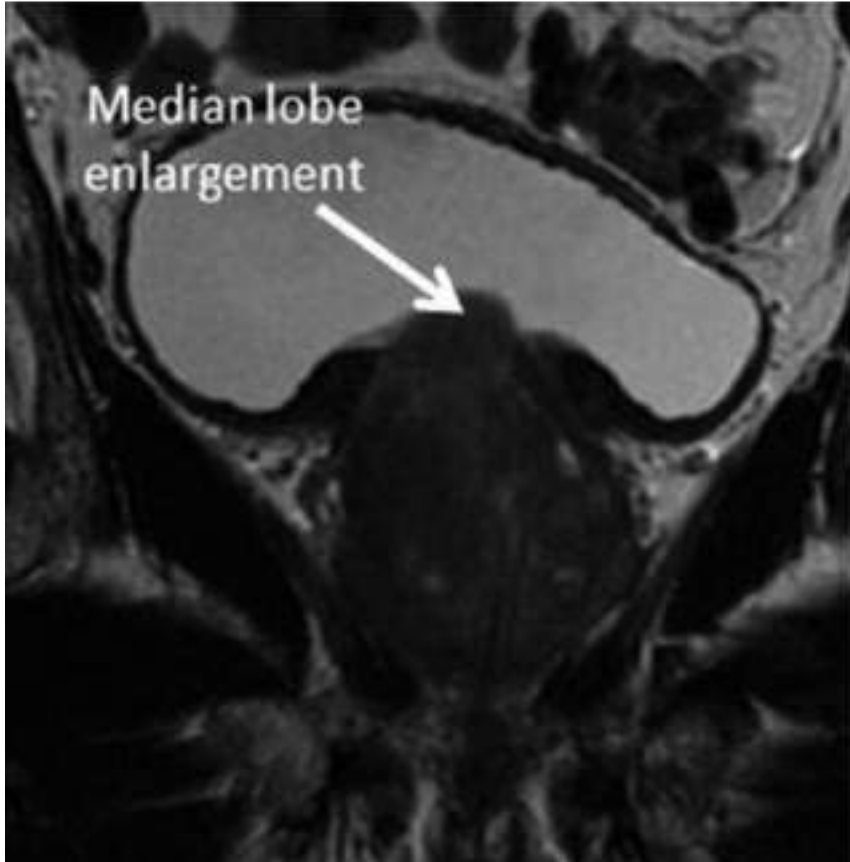
# Genel Prezantasyon

- Vakaların çoğu asemptomatik
- Dizüri, hematüri
- Hematospermi, erektil disfonksiyon
- Metastazlara bağlı semptomlar

# SV invazyonu



# Mesane invazyonu



# Patoloji

- Prostat kanserlerinin %95'inden fazlası adenokarsinom.
- Yaklaşık %4'ü transizyonel hücreli kanserdir
- Diğerleri ise nöro-endokrin karsinom (küçük hücreli karsinom) ve sarkomlar oluşturmaktadır.

# Tedavi

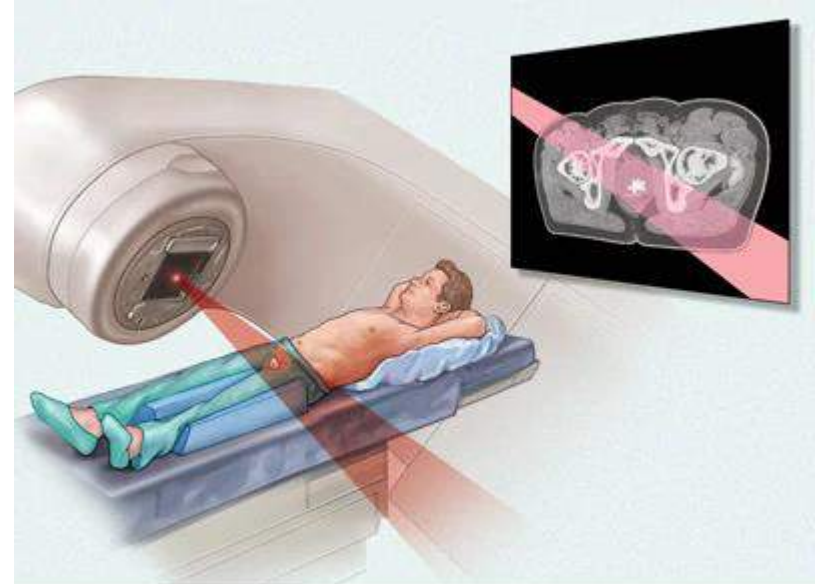
Evre	Tedavi	
Düşük Risk	Sağkalım beklentisi < 10 yıl	<ul style="list-style-type: none"><li>• Yaşam boyu izlem</li><li>• Definitif RT</li></ul>
	Sağkalım beklentisi ≥ 10 yıl	<ul style="list-style-type: none"><li>• Definitif RT</li><li>• Radikal Prostatektomi (RP) ± Pelvik lenf nodu diseksiyonu</li><li>• Yaşam boyu izlem</li></ul>

# Tedavi

Evre	Tedavi	
Orta Risk	Sağkalım beklentisi < 10 yıl	<ul style="list-style-type: none"><li>Yaşam boyu izlem</li><li>Definitif RT + kısa süreli HT ( 4 – 6 ay)</li></ul>
	Sağkalım beklentisi ≥ 10 yıl	<ul style="list-style-type: none"><li>RT+ kısa süreli HT ( 4 – 6 ay)</li><li>Definitif RT</li><li>Radikal Prostatektomi (RP) ± Pelvik lenf nodu diseksiyonu</li><li>Yaşam boyu izem</li></ul> <p>RP sonrası cerrahi sınır (+) ise, adjuvan RT eklenebilir</p> <p>RP sonrası LN (+) ise, androjen ablasyonu ± uygulanabilir ya da hasta gözleme alınabilir</p>
Yüksek Risk	RT + Uzun dönem HT (> 2 yıl)	
Lenf Nodu (+)	RT ± Pararaortik RT + Uzun dönem HT (> 2 yıl)	
Metastatik	<ul style="list-style-type: none"><li>Androjen ablasyonu ± Palyatif RT ± Bifosfonat</li><li>Hormon dirençli ise KT</li></ul>	

# Simülasyon

- Olgu supin pozisyondayken yapılır.
- 3 boyutlu konformal RT yapıyorsa prone pozisyonda da yapılabilir.
- Supin pozisyonda diz altı kama kullanılabilir.
- Mesane boynu ve üretranın görüntülenmesi için kontrast madde doğrudan üretral kataterle ya da IV yolla kontrast madde kullanılır.
- Mesane dolu rektum boş olmalıdır.



© MAYO FOUNDATION FOR MEDICAL EDUCATION AND RESEARCH. ALL RIGHTS RESERVED.



# Geleneksel Tüm Pelvis Radyoterapisi



Fig.8.10. Prostat Ca RT'si ön alan (tüm pelvis)

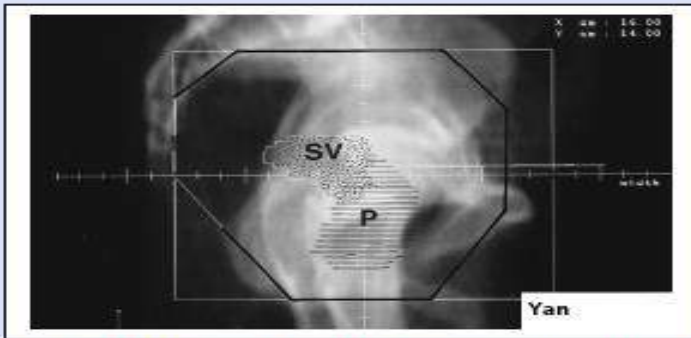


Fig.8.11. Prostat Ca RT'si yan alan (tüm pelvis)

## Ön – Arka alanlar

**Üst sınır:** L5-S1 vertebra arası

→ LN (+) ise L4-L5 arası

**Alt sınır:** İskion pubis kolu altı

**Yan sınırlar:** Kemik pelvisi 1.5 cm içirip, femur ve iliak kanatlar blokla korunur.

## Yan alanlar:

**Üst ve alt sınır:** Ön-arka alan ile aynı.

**Ön sınır:** Simfizis pubis önü.

**Arka sınır:** S2-S3 vertebra arası olup, ince barsaklar için ön üste ve arkada yumuşak doku için sakrum arkasına blok konur.



# Sınırlı Alan Prostat Radyoterapisi

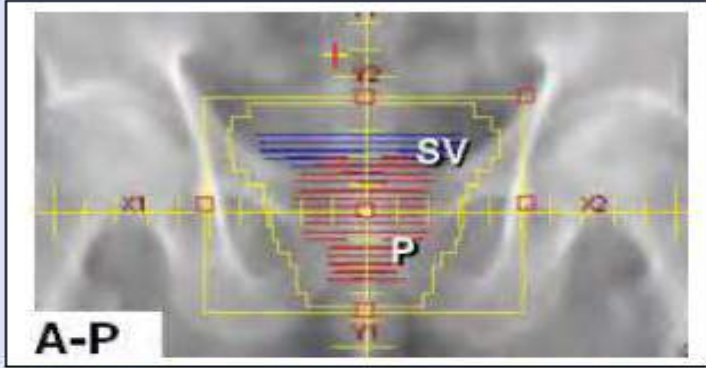


Fig.8.12. Prostat Ca RT'si ön alan (mini pelvis)

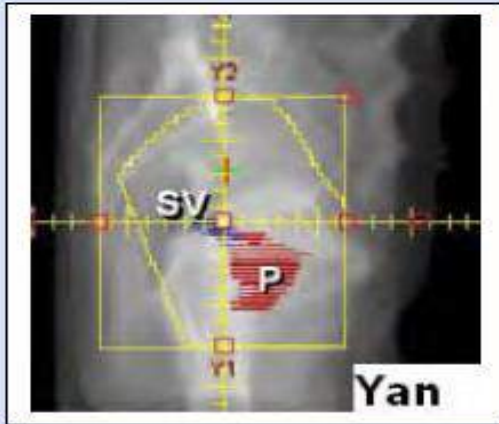


Fig.8.13. Prostat Ca RT'si yan alan (mini pelvis)

## Ön – Arka alanlar

Üst sınır: Asetabulum 1-2 cm üstüdür.

Alt sınır: Obturator foramen altıdır.

Yan sınırlar: Kemik pelvistir.

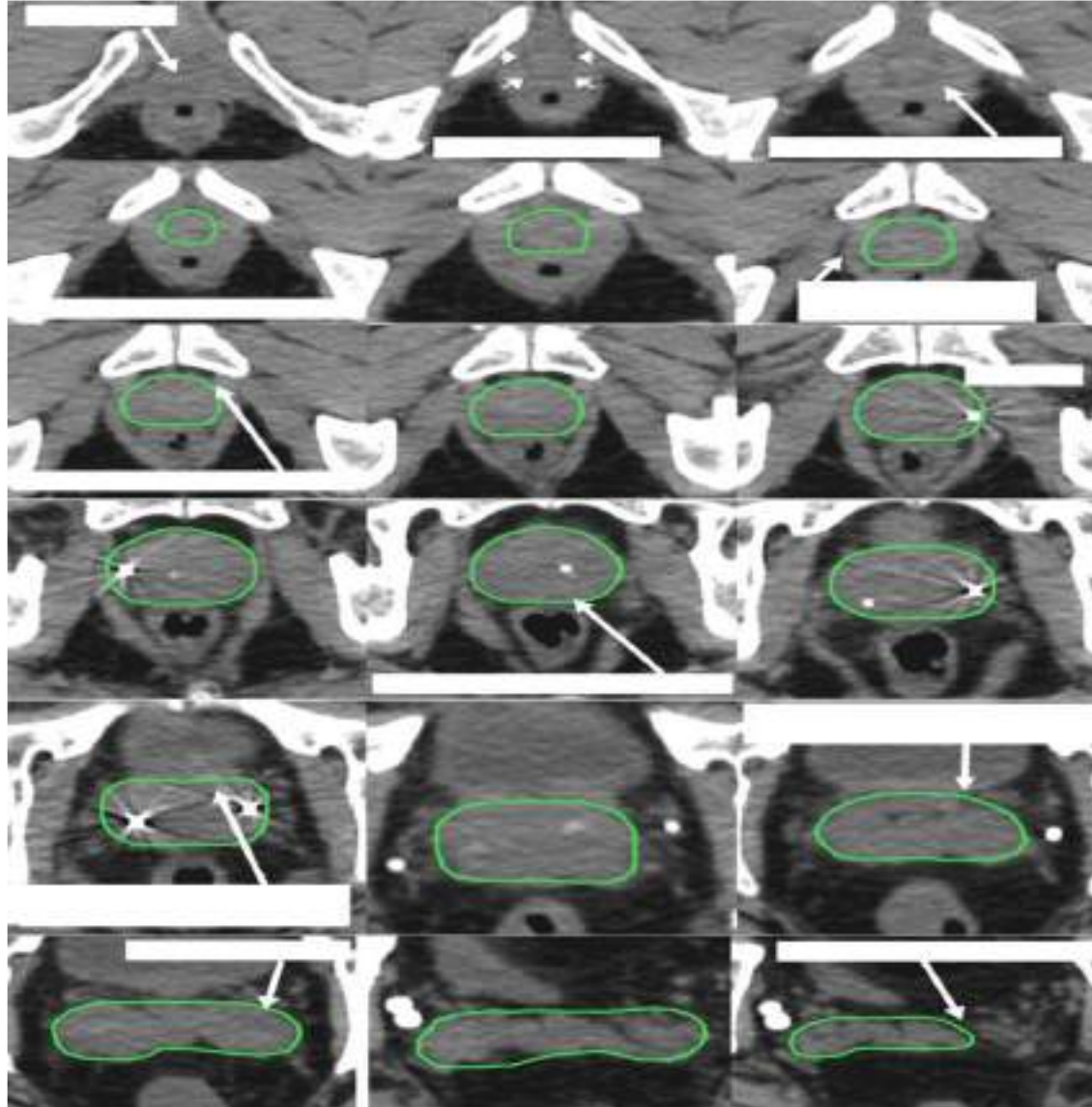
## Yan alanlar:

Üst ve alt sınır: Ön-arka alan ile aynıdır.

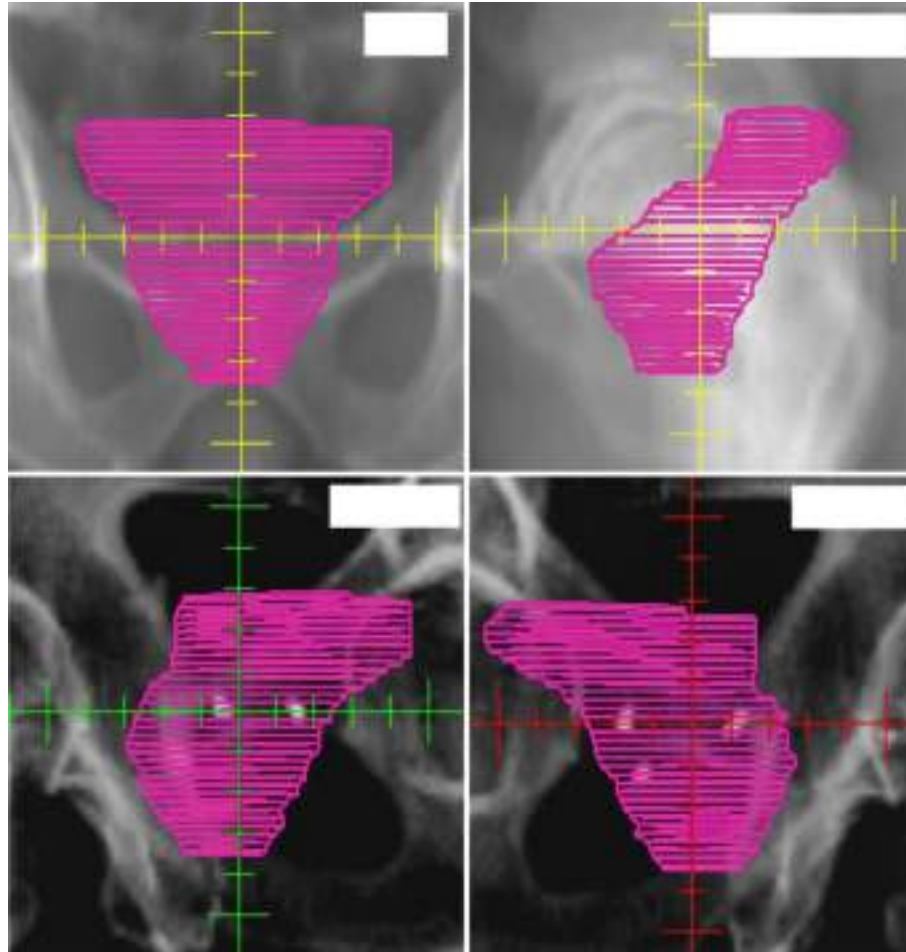
Ön sınır: S. Pubis  $\frac{1}{2}$ 'sidir.

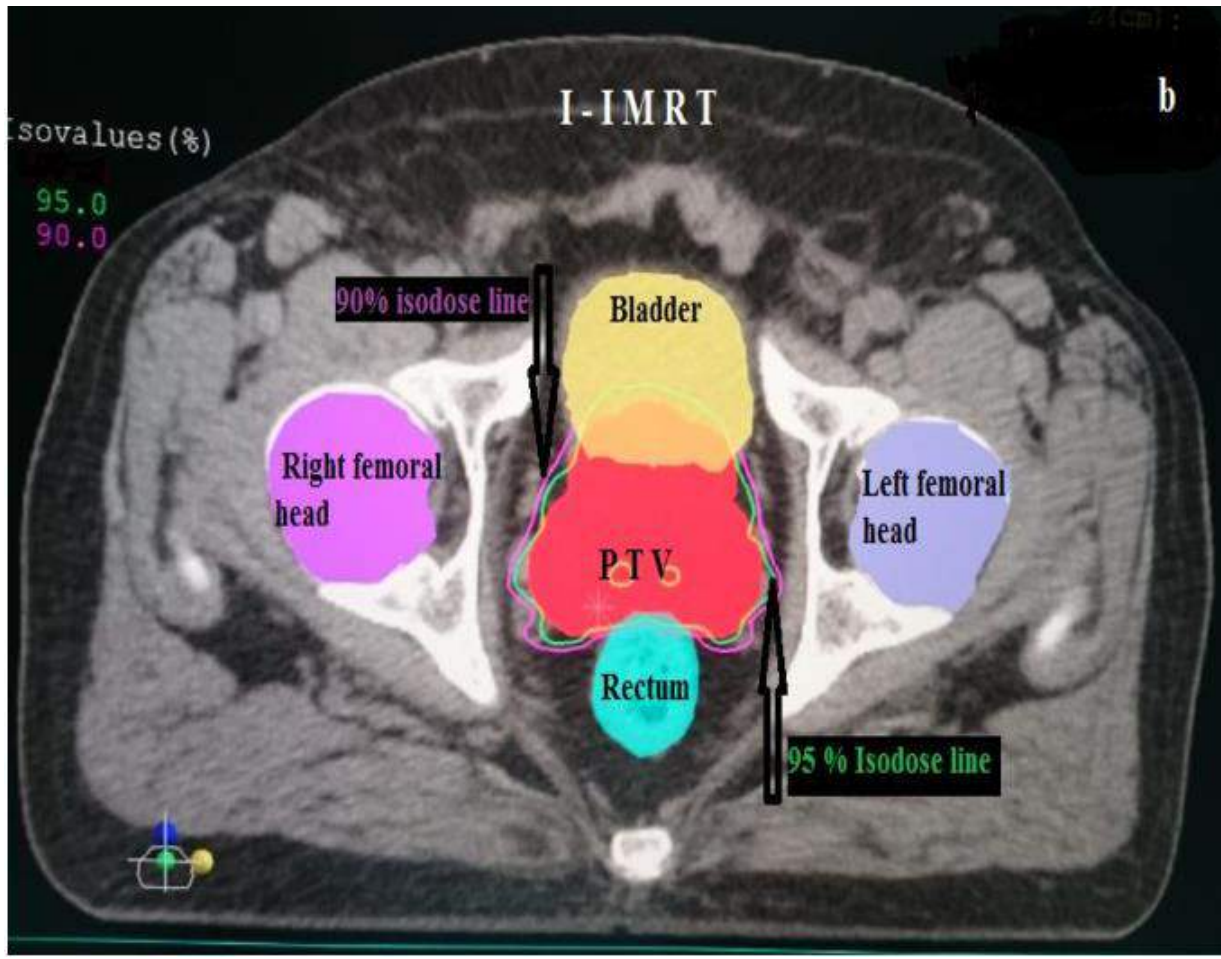
Arka sınır: S2-S3 vertebra arasındır.

# BT Planlama



# 3D PTV Görüntüsü

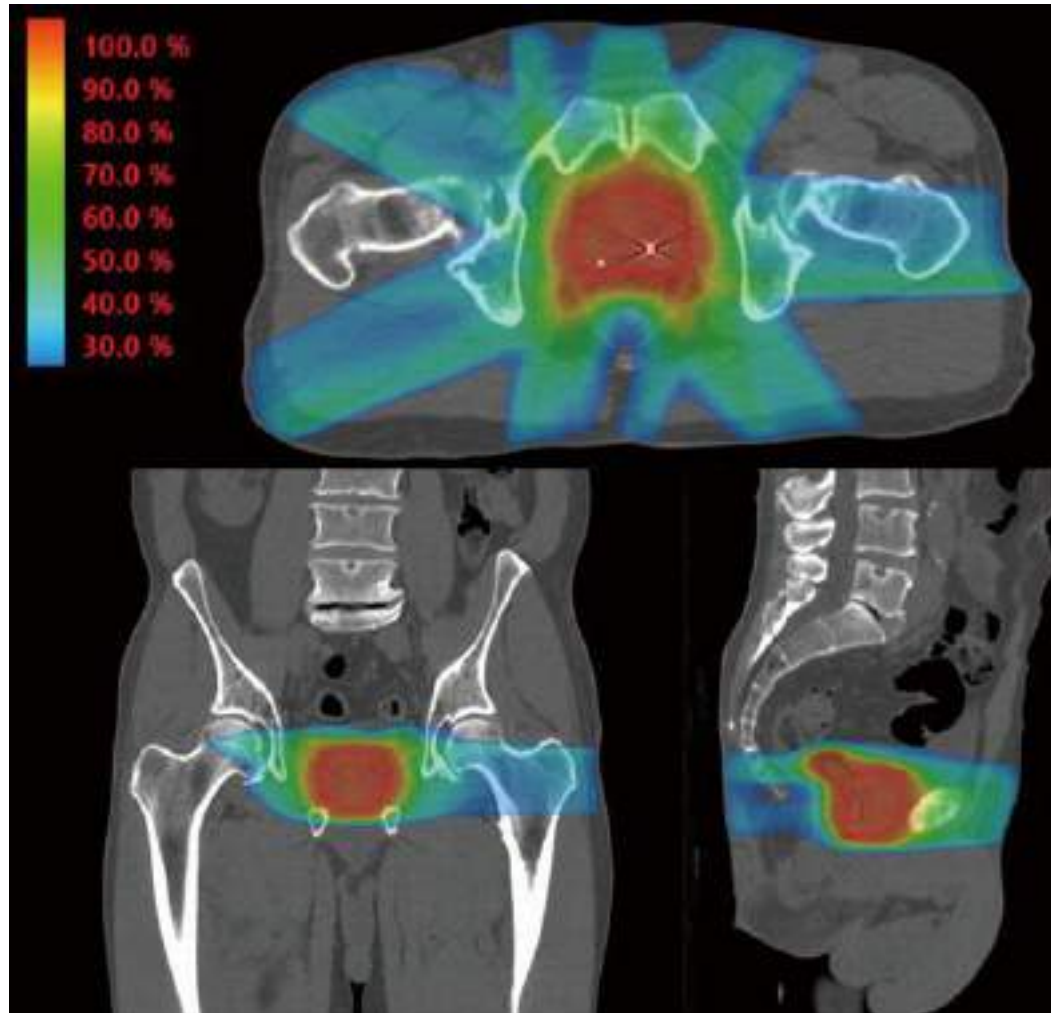




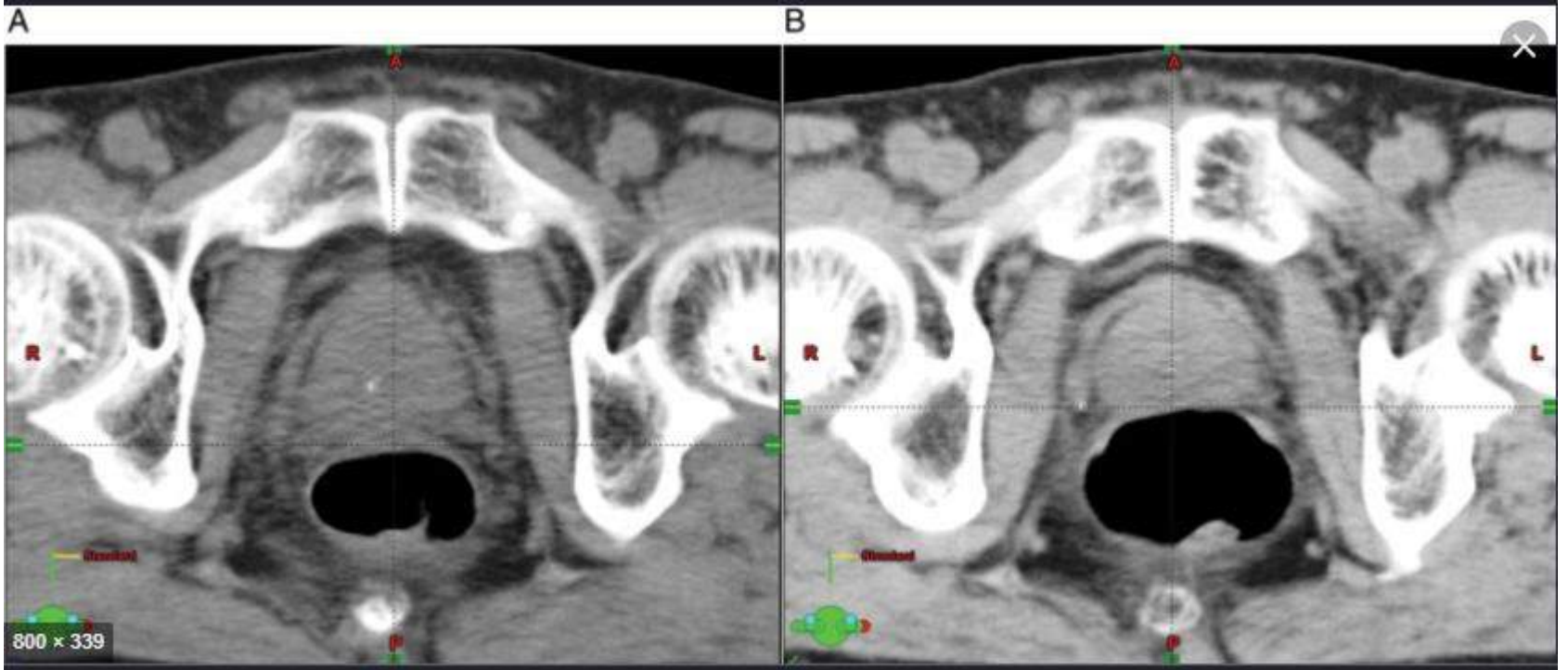


# Prostat kanseri radyoterapisi

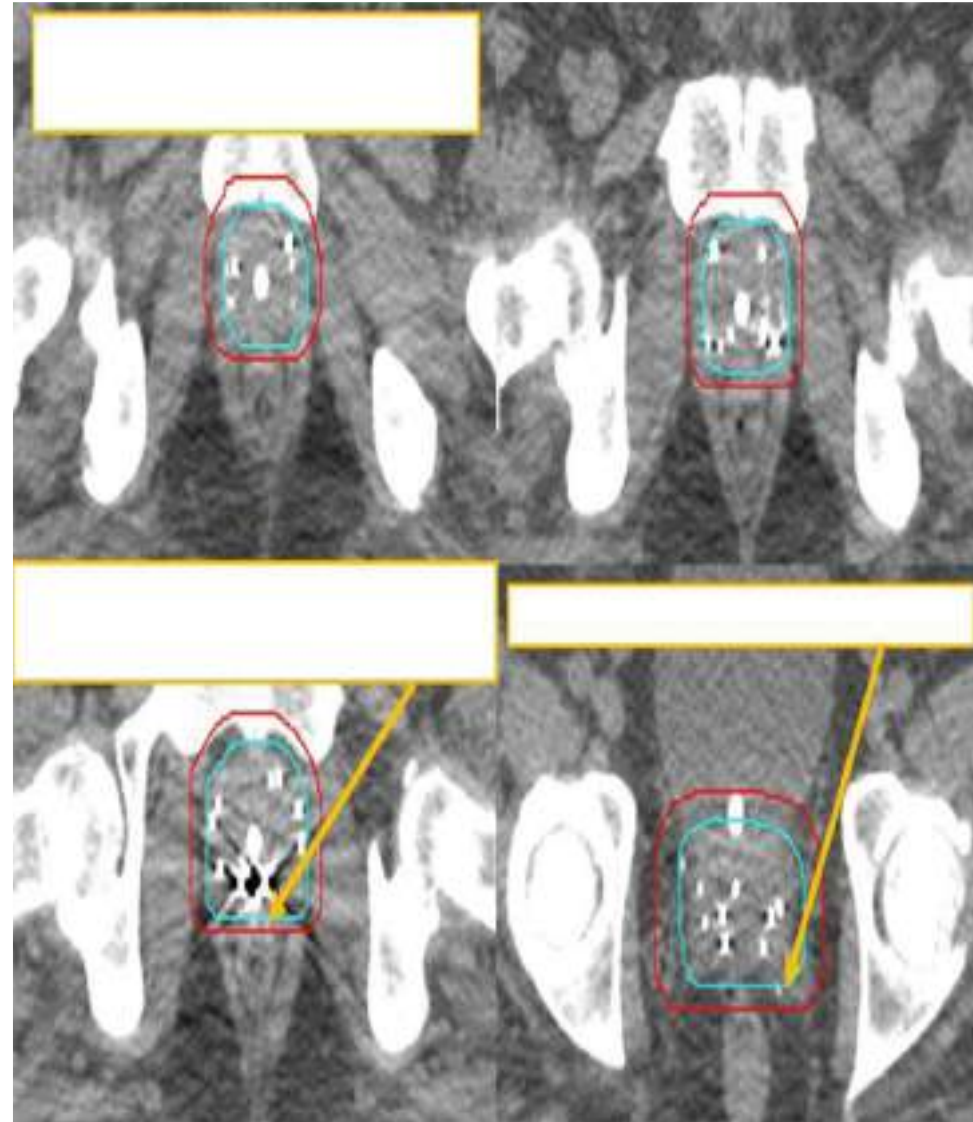
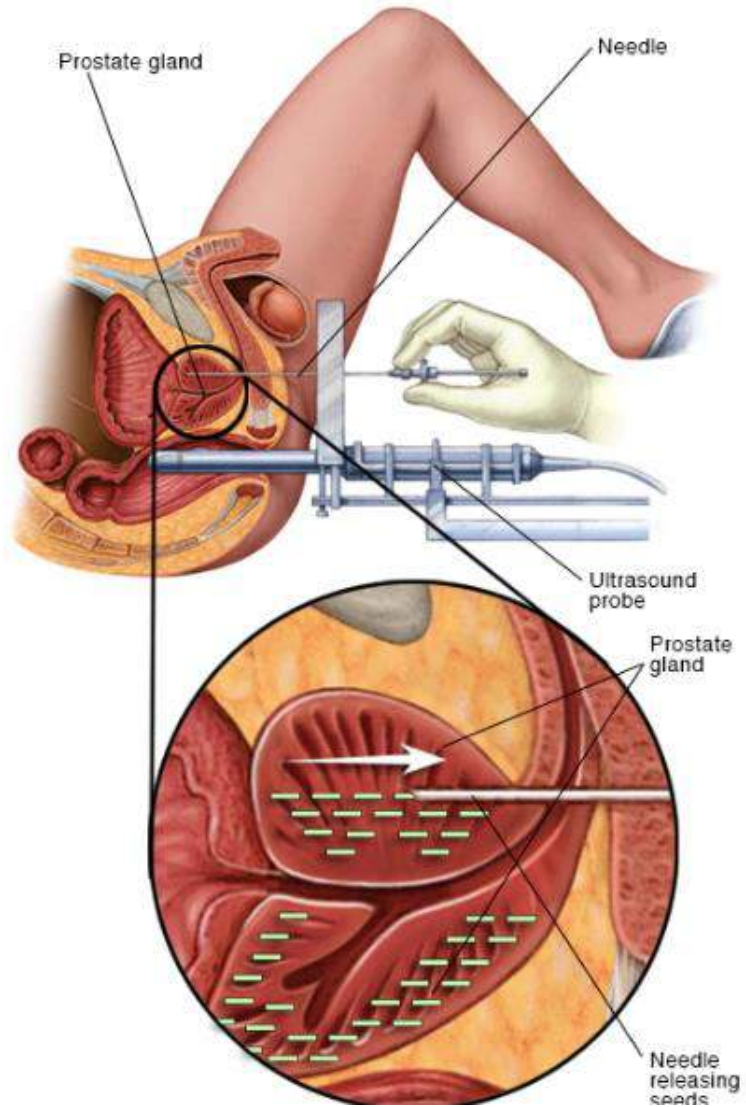
## IMRT



# Rektumun Boş Olması



# Prostat Brakiterapisi



# Prostat Brakiterapisi

- LDR brakiterapisinde kullanılan radyoaktif izotoplar:
- o İyot-125 [düşük enerjilidir (28 keV) ve yarıömrü 59.4 gündür.]
  - Ø Preskripsiyon dozu 145 Gy'dir.
  - Boost olarak kullanılacaksa, 110 Gy'dir.
- o Paladyum-103 [düşük enerjilidir (21 keV) ve yarı ömrü 17 gündür]
  - Ø Preskripsiyon dozu 125 Gy'dir.
  - Boost olarak kullanılacaksa, 100 Gy'dir.
- HDR brakiterapide iridyum-192 kullanılır.
- o Ir-192 yüksek enerjilidir (0.38MeV) ve yarı ömrü 74 gündür.
- o En çok kullanılan boost rejimleri,
  - Ø 5.5–6.3 Gy  $\times$  3, 9–10 Gy  $\times$  2 ve 15 Gy  $\times$  1 fx'dir.
- o Monoterapi olarak,
  - Ø 6.5–7.25 Gy  $\times$  6, 9.5 Gy  $\times$  4 ve 13–13.5 Gy  $\times$  2 fx'dir



# Radyoterapi dozları

Lokalize Hastalık • Prostat ve seminal veziküllere yönelik ( $\pm$  pelvik lenf nodları) radyoterapi uygulanır.

- 74 Gy, 37 fraksiyon - 78 Gy, 40 fraksiyon - [konformal RT: 55 Gy , 20 fraksiyon]

Lokal İleri Hastalık

- Prostat + seminal veziküllere + pelvik lenf nodlarına yönelik radyoterapi uygulanır.
- 74 Gy, 37 fraksiyon - 78 Gy, 40 fraksiyon - [konformal RT: 55 Gy , 20 fraksiyon]
- RT'den 4-6 ay önce hormonoterapi başlanmalı, RT süresince ve RT sonrası 3 yıl devam edilmelidir.

Pelvik Lenf nodu metastazı (+)

- Küçük volümlü nodal metastazlı uygun olgular, hormonoterapi ve tüm Prostat + seminal veziküllere +pelvik lenf nodlarına yönelik radyoterapi ile tedavi edilebilir.
- Hormonoterapi yaşam boyu devam etmelidir.

Radikal Prostektomi sonrası relapsı

- Prostat yatağına yönelik radyoterapi uygulanır.
- 66-68 Gy, 33-34 fraksiyonda verilir.

Metastatik Hastalık

- Semptomları azaltma amaçlı palyatif radyoterapi uygulanır.
  - Kemik metastazları 8 Gy tek fraksiyonda tedavi edilebilir.
  - Hastalığa bağlı lokal semptomları olan olgulara, prostata yönelik RT uygulanabilir.
- 20-30 Gy, palyatif dozlar uygulanabilir.

# Normal doku doz sınırlamaları

Small bowel (individual loops)	V15	<120 cc		<10%	Grade 3+ toxicity
Small bowel (peritoneal cavity)	V45	<195 cc		<10%	Grade 3+ toxicity
Rectum	V50	<50%		<10%	Grade 3+ toxicity
Rectum	V60	<35%		<10%	Grade 3+ toxicity
Rectum	V65	<25%		<10%	Grade 3+ toxicity
Rectum	V70	<20%		<10%	Grade 3+ toxicity
Rectum	V75	<15%		<10%	Grade 3+ toxicity
Bladder (bladder cancer)			<65	<6%	Grade 3+ toxicity
Bladder (prostate cancer)	V65	<50%			Grade 3+ toxicity
Bladder (prostate cancer)	V70	<35%			Grade 3+ toxicity
Bladder (prostate cancer)	V75	<25%			Grade 3+ toxicity
Bladder (prostate cancer)	V80	<15%			Grade 3+ toxicity
Penile bulb	Mean dose to 95% gland	<50 Gy		<35%	Severe erectile dysfunction
Penile bulb	D90	<50 Gy		<35%	Severe erectile dysfunction
Penile bulb	D60-70	<70 Gy		<55%	Severe erectile dysfunction

Femur başları: <50 Gy olmalı

İnce bağırsak : <50 Gy olmalı

# Yan etkiler

Dizüri (ağrılı idrar)

Sık idrara çıkma

Diyare

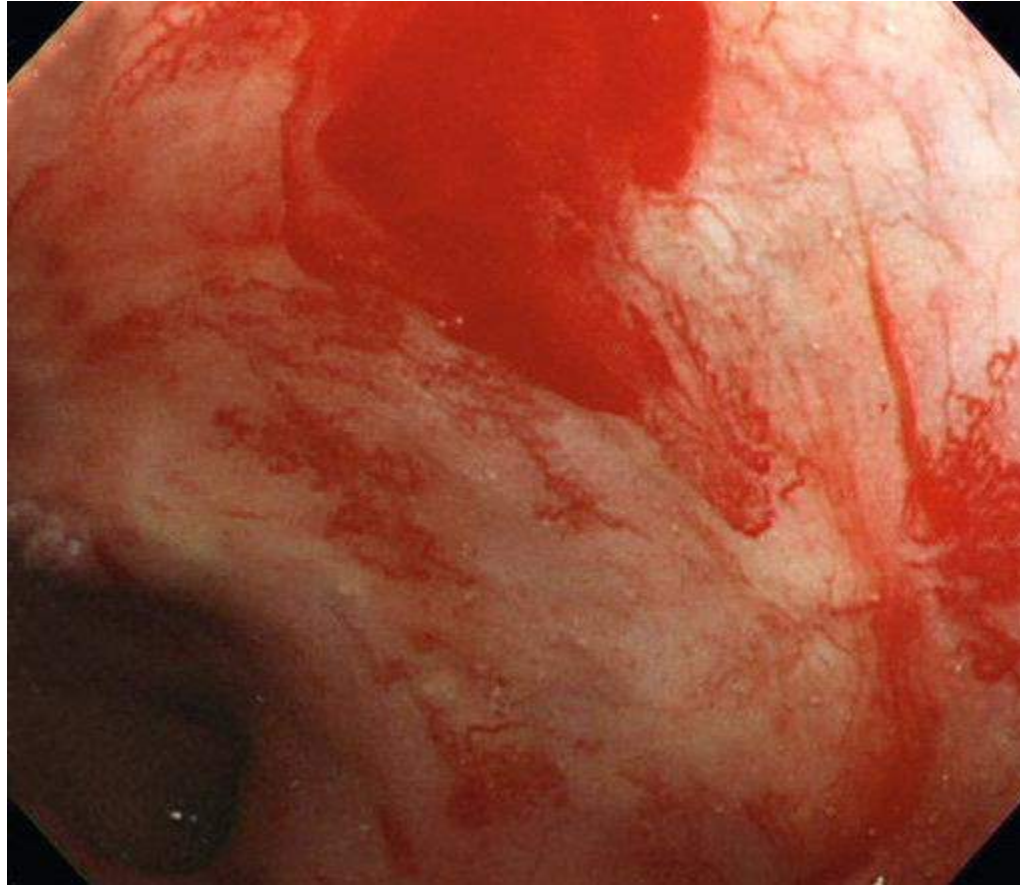
Yorgunluk

Rektal kanama

Hematüri

Bulantı,kusma

# Proktit (rektumda RT yan etkisi)



# Yumuşak Doku Sarkomlarının Radyoterapisi

Doç.Dr. Hakan GAMSIZ  
SBÜ Gülhane Tıp Fakültesi  
Radyasyon Onkolojisi

- Median yaş 40-60
- Genetik yatkınlık; NF-1, Retinoblastoma, Gardner sendromu, Li-Fraumeni sendromu, Carney Strakis Sendromu
- Çevresel risk faktörleri: iyonizan radyasyon, zirai ilaçlar, klorofenol, vinil klorid, arsenik

- %45 ekstremitelerde, %30 gövde, %19 visseral %15 peritoneal
- %20-30 MFH ( malign fibröz histiyositoma), %10-20 liposarkom %10-15 leiomyosarkom, %5-10 fibrosarkom, %5-10 sinoviyal sarkom, %5-10 rabdomiyosarkom, %5 malign perifererel sinir kılıfı tümörü
- Gastrointestinal stromal tümör (GIST) %60 mide, %30 ince bağırsak, %10 duodenum veya rektal kökenli

- Ağrısız kitle tipik olarak 4-6 aylık semptom süresi
- Yaklaşık %10'u tanı anında metastatik ekstremitelere-akciğer, retroperitoneal yerleşimli-karaciğer
- Lenf nodu tutulum riski: sinoviyal sarkom %14, berrak hücreli %28, anjiosarkom %11, rabdomiyosarkom %15, epiteloid %20



- Hemogram, rutin biyokimya, sedimentasyon, LDH, primer tümörün BT/MRI görüntülemesi ve Akciğer BT görüntülemesi
- Miksoid liposarkomda Abdomen BT retroperitoneal metastaz nedeniyle
- Alveolar Rabdomiyosarkomda Beyin MRI görüntüleme önerilir.
- Biyopsi öncesi görüntüleme önemli biyopsi olarak tru-cut veya insizyonel biyopsi tercih edilir.

Fibroblastic and Myofibroblastic Tumors  
Intermediate (Locally Aggressive)  
Desmoids-type fibromatoses.  
Intermediate (rarely metastasizing)  
Dermatofibrosarcoma protruberans  
Solitary fibrous tumor  
Malignant  
Adult fibrosarcoma  
Myxofibrosarcoma  
Low-grade fibromyxoid sarcoma  
Sclerosing epithelioid fibrosarcoma  
Adipocytic Tumors  
Intermediate (Locally Aggressive)  
Atypical lipomatous tumor  
Well-differentiated liposarcoma  
Malignant  
Myxoid liposarcoma  
Dedifferentiated liposarcoma  
Pleomorphic liposarcoma  
Liposarcoma—not otherwise specified  
Smooth Muscle Tumors  
Leiomyosarcoma  
Skeletal Muscle Tumors  
Malignant  
Rhabdomyosarcoma  
Embryonal rhabdomyosarcoma  
Alveolar rhabdomyosarcoma  
Pleomorphic rhabdomyosarcoma

Spindle cell and sclerosing rhabdomyosarcoma  
Gastrointestinal stromal tumors  
Vascular Tumors  
Epithelioid hemangioendothelioma  
Angiosarcoma of soft tissue  
Kaposi's sarcoma  
Perivascular tumors  
Malignant glomus tumors  
Nerve sheath tumors  
Malignant peripheral nerve sheath tumor (MPNST)  
Malignant triton tumor  
Glandular MPNST  
Epithelioid MPNST  
Malignant granular cell tumor  
Tumors of Uncertain Differentiation  
Alveolar soft part sarcoma  
Clear cell sarcoma  
Epithelioid sarcoma  
Desmoplastic small cell tumor  
Extra-skeletal Ewing's sarcoma  
Extra-skeletal myxoid chondrosarcoma  
Neoplasms with perivascular epithelioid cell differentiation (PEComa)  
Synovial sarcoma  
Undifferentiated/Unclassified Sarcomas  
Undifferentiated pleomorphic sarcoma (UPS)  
Undifferentiated spindle cell sarcoma  
Undifferentiated round cell sarcoma  
Undifferentiated epithelioid sarcoma  
Undifferentiated sarcoma—not otherwise specified

# Tedavi Önerileri

- Evre I: cerrahi, cerrahi sınır + veya  $<1$  cm ise tekrar rezeksiyon veya post-op radyoterapi
- Evre II-III: pre-op radyoterapi+cerrahi veya cerrahi+post-op radyoterapi; büyük derin yerleşimli ve yüksek gradeli tümörlerde neoadjuvan/adjuvan kemoterapi önerilir. Lokal rekürrens varlığında amputasyon salvaj tedavi için bir seçenek

# Tedavi Önerileri

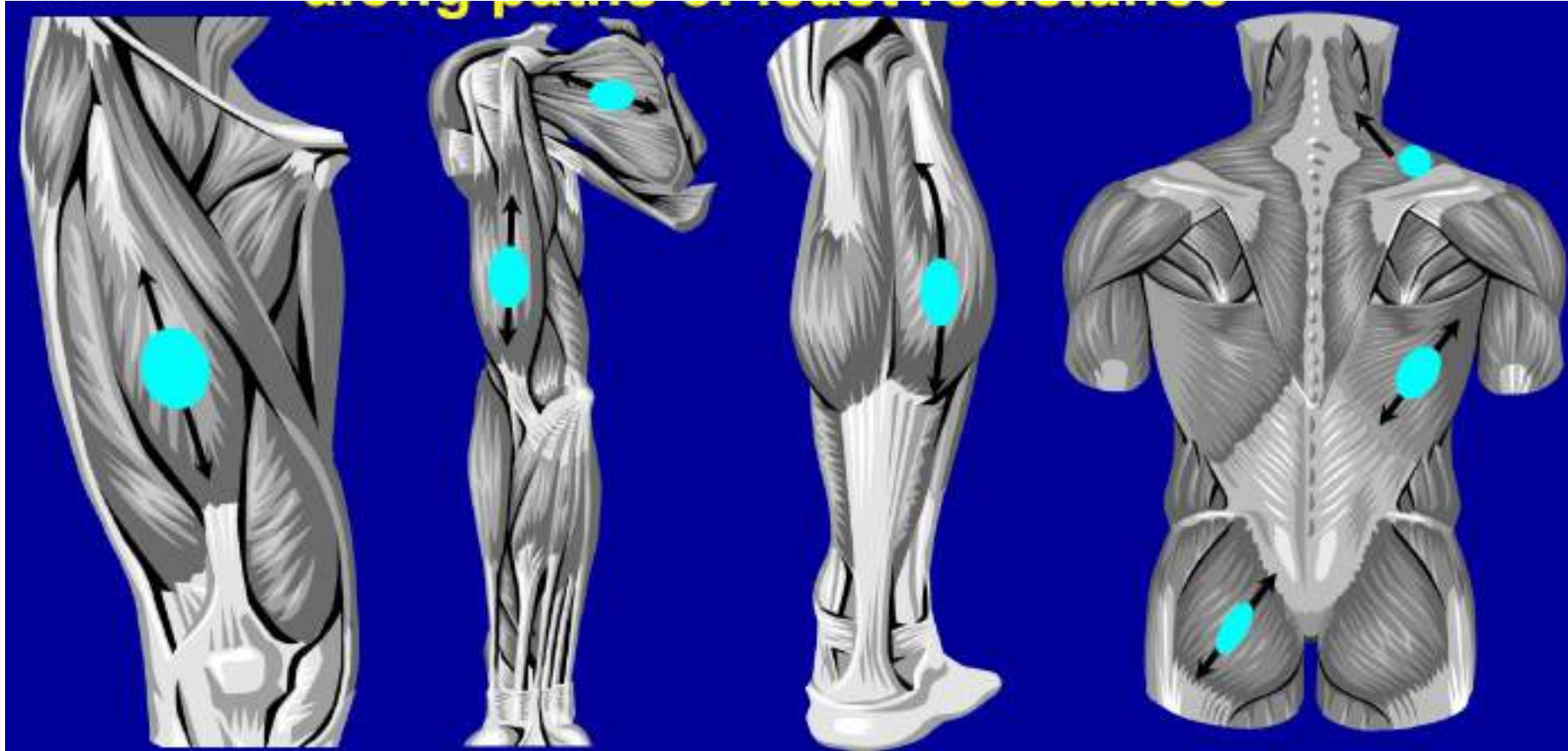
- Evre IV: primerin kontrolde olduğu  $\leq 4$  akciğer metastazı olan hastalarda metastazektomi beraberinde kemoterapi ve/veya palyatif cerrahi yada radyoterapi
- Unrezektabl: definitif radyoterapi (70-80 Gy) kemoterapi (doksorubisin+ifosfomid) veya eşzamanlı kemoradyoterapi eğer rezektabl hale gelirse cerrahi düşünülebilir

# Tedavi Önerileri

- Retroperitoneal: cerrahi +/- intraoperatif radyoterapi (12-15 Gy) sonrasında postop radyoterapi 45-50 Gy veya pre-op RT +/- kemo sonrası cerrahi +/- IORT
- Gastrointestinal stromal tümör (GIST): cerrahi sonrası imatinib eğer unrezektabl ise imatinib sonrası cerrahi ve imatinib ile devam
- Desmoid tümör: cerrahi sonrası R0 ise takip R1 ise takip veya tekrar eksizyon R2 veya inoperabl ise RT (54-58 Gy)

# Cerrahi

- Ekstremitelerde koruyucu cerrahi tercih edilir
- En blok rezeksiyonla  $\geq 2$  cm cerrahi marjin elde edilmelidir
- Anatomik kompartmanın tümünü çıkarmak  $> \%90$  LC
- Geniş eksiyon  $\%40-70$  LC
- Eksiyonel biyopsi  $<\%20$  LC



# Kemoterapi

- En sık antrasiklin, ifosfamid cevap oranı (%15-30)
- Post-op kemo doksorubisin/ifosfamid veya epirubisin/ifosfamid
- Düşük gradeli, yüzeysel yerleşimli, yüksek gradeli < 5cm ve orta gradeli 5-10 cm tam rezeke edilmiş tümörlerde önerilmemekte
- Unrezektabl veya yüksek gradeli tümörlerde neoadjuvan kemoterapi düşünülmelidir.



# Hedefe Yönelik Tedavi

- Pazopanib: primer kemoterapi sonrası kullanılan tirozin kinaz inhibitörü (TKI)
- İmatinib: GIST için primer veya metastatik hastalıkta ilk hat kullanılan TKI
- Palbosiklib: CDK4/6 inhibitör ajan liposarkom tedavisinde
- Bevacizumab: VEGF inhibitörü ileri evre anjiosarkom için kullanılabilir

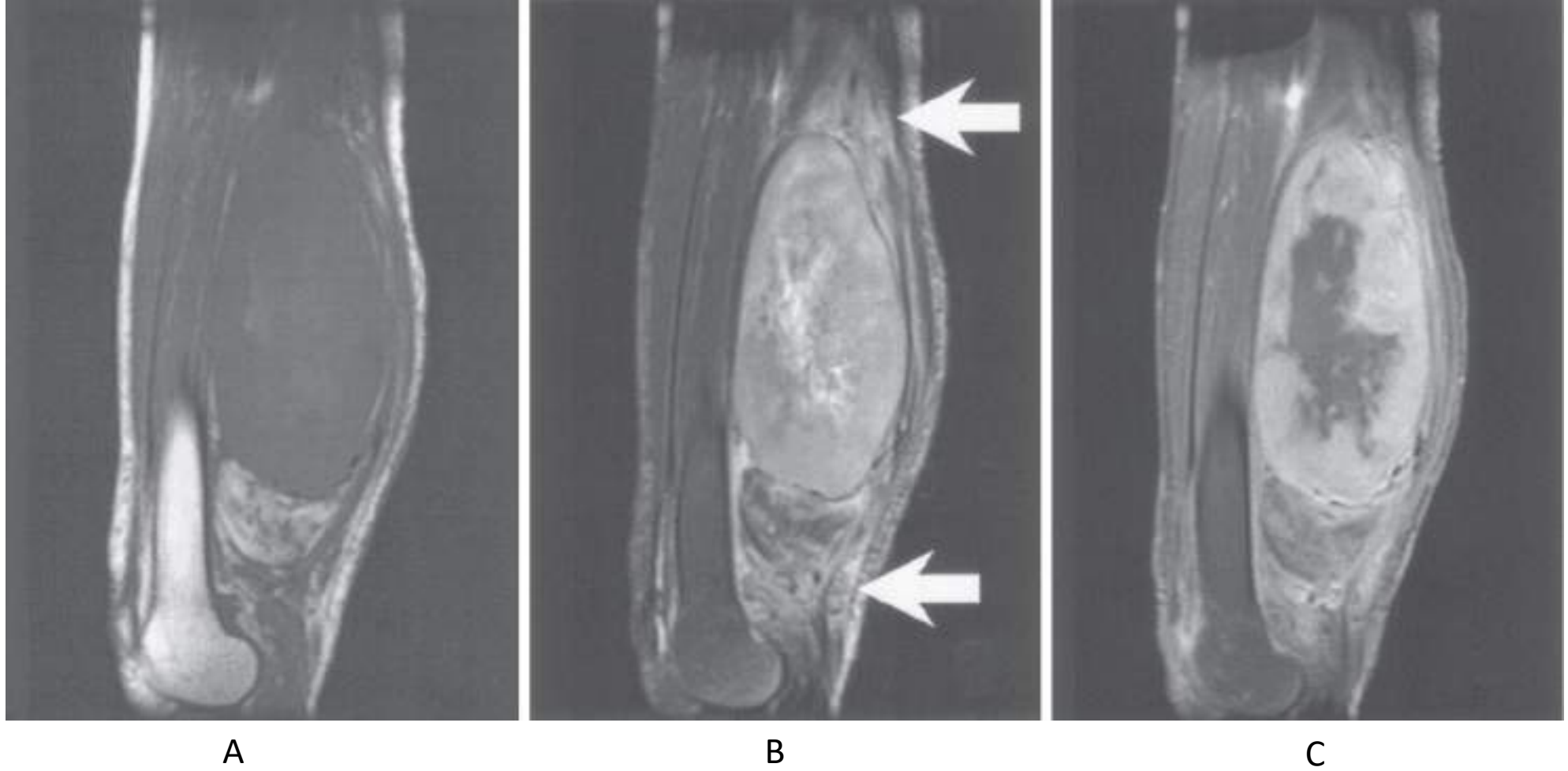
# Radyoterapi Tekniği

- Cerrahi sonrası 10-20 günde tedaviye başla
- 4-6 MV foton enerjisi ekstremiteler için kullanılabilir
- Skar hattı ve dren yerleri için bolus kullanılabilir
- İç bacak için frog-leg pozisyonu
- Bacak arka tarafı için prone pozisyon



# Radyoterapi Tekniği

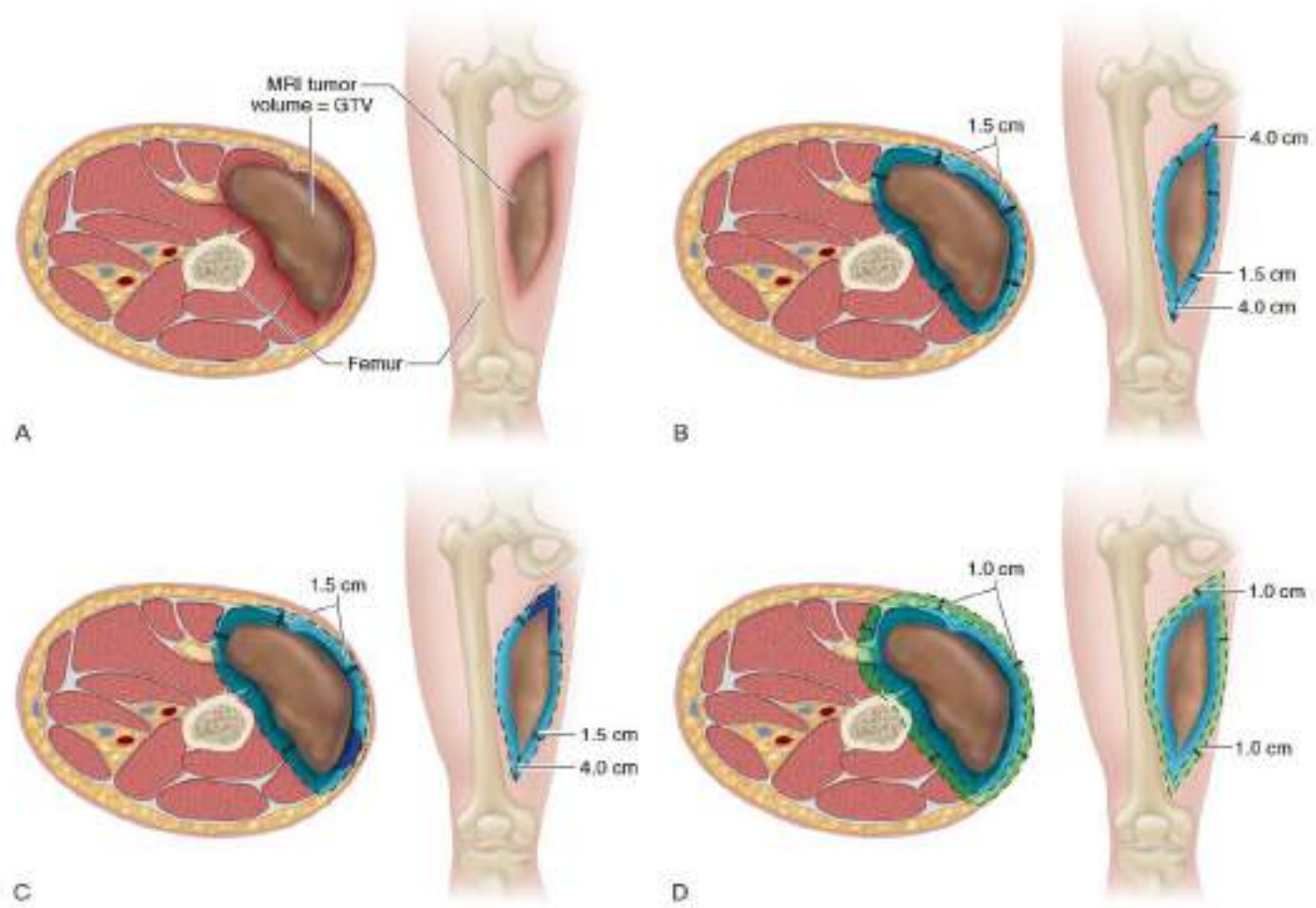
- Doz: 2Gy/Fx ile pre-op 50 Gy post-op R0 veya R1 60 Gy, R2 66 Gy ve definitif 70-76 Gy planlanabilir.
- Ekstremitenin tamamının >50 Gy geçmemesi
- Ağırılık taşıyan kemiklerin enine kesitinin 1/2 si, eklem kavitesinin tamamı veya >1/2 sini ve majör tendonları (patella, aşıil gibi) korunması önemli
- Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) ile normal dokular 3D konformal radyoterapiye kıyasla daha iyi korunabilir



Yumuşak doku liposarkom hastası MRI görüntüleri; A:T1 ağırlıklı sekans B: Yağ baskılı T2 sekans C: T1 kontrastlı sekans, ok ile işaretli T2 sekans sinyal değişiklikleri peritümöral ödemi göstermekte

# Radyoterapi Tekniği

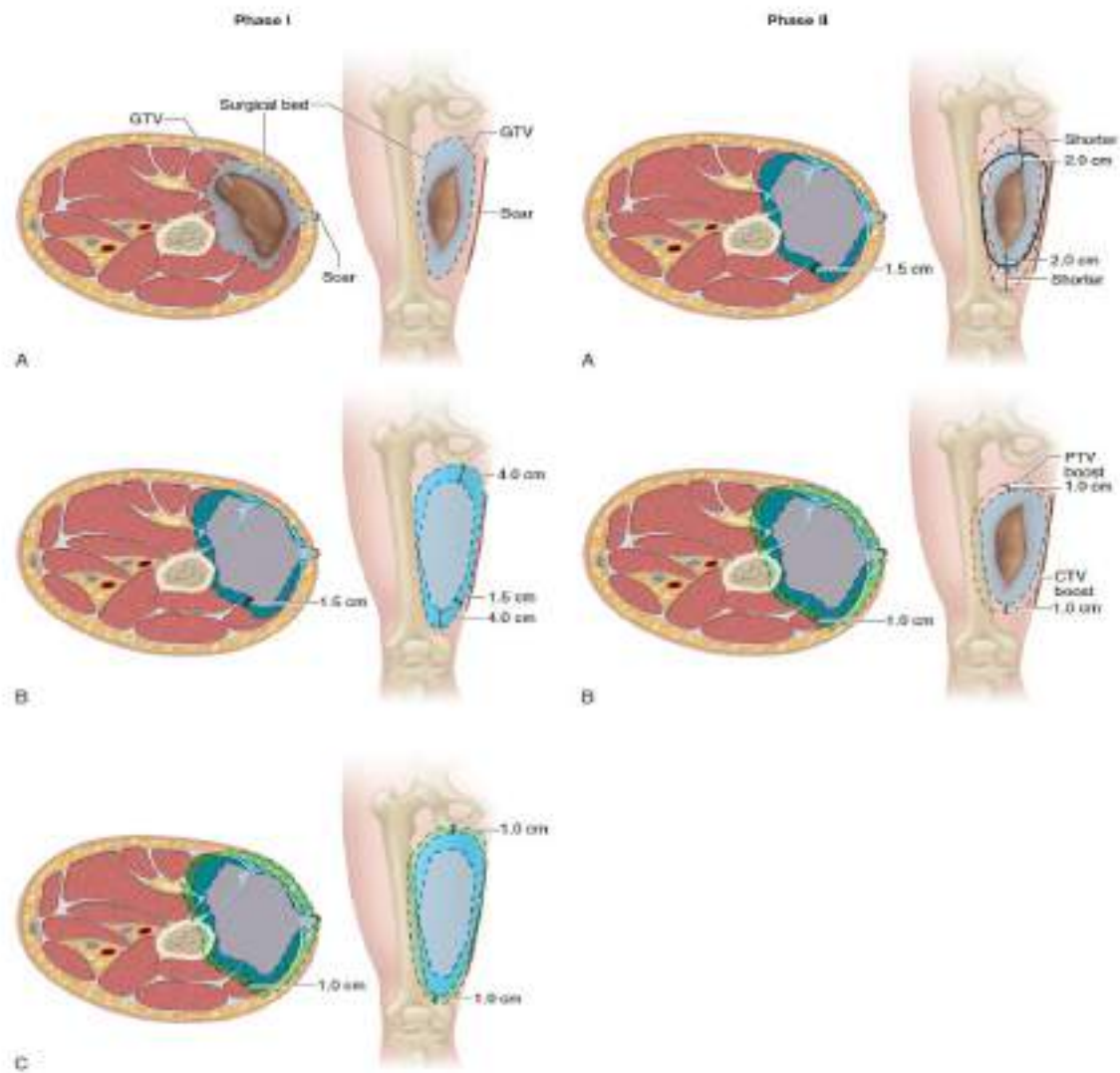
- Radyoterapiden 3 hafta sonra cerrahi
- Pre-op Radyoterapi
  - GTV: T1 kontrastlı MRI
  - CTV: T2 peri-tümöral ödem dahil et 4 cm longitudinal ve 1.5 cm radial marjin
  - PTV: CTV + 0.5-1 cm marjin ekle



# Radyoterapi Tekniği

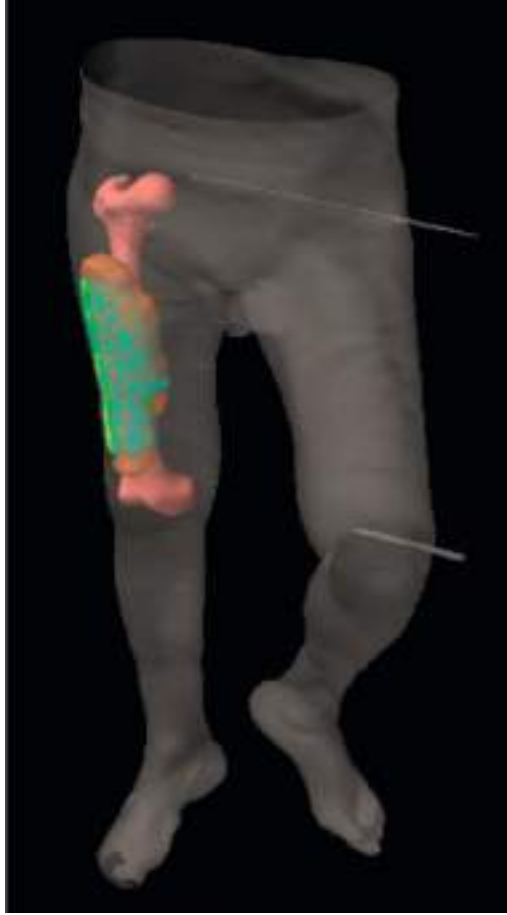
- Post-op radyoterapi:
  - CTV: tümör yatağı, skar ve dren yerleri +4cm longitudinal ve 1.5 cm radial marjin
  - PTV: CTV + 0.5-1 cm marjin ekle
- Boost:
  - CTV: 50 Gy sonrası +2cm longitudinal ve 1.5 cm radial marjin
  - PTV: CTV + 0.5-1 cm marjin ekle



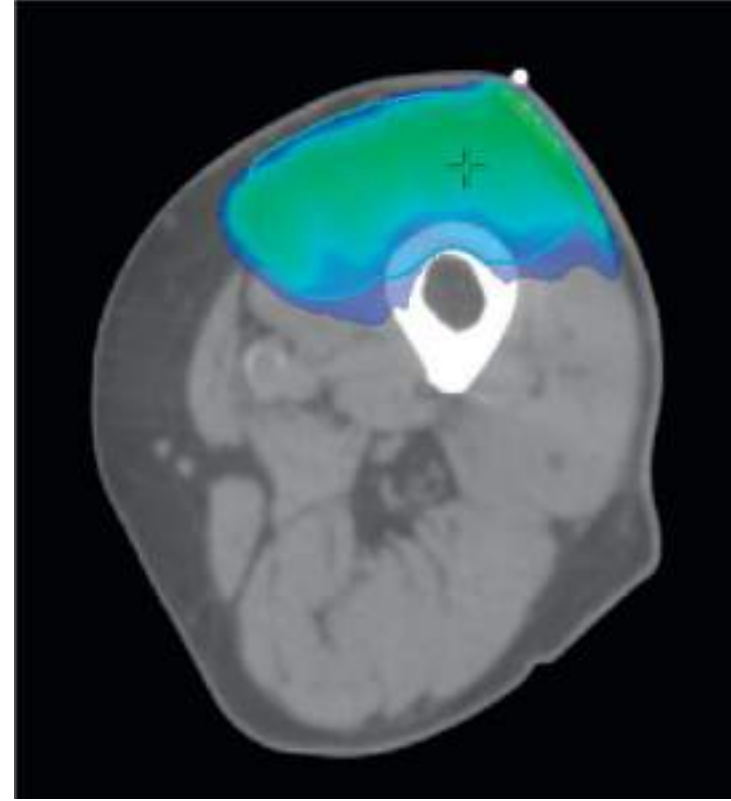


# Pre-op vs Post-op RT

	pre-op RT	Post-op RT
Tedavi Alanı	Daha düşük doz daha küçük volüm	Daha yüksek doz daha geniş volüm
Etkinlik	LC %92 OS aynı	LC: %93 OS aynı
Toksisite	Akut komplikasyonlar daha sık Genellikle reversible	Uzun dönem ödem ve fibrozis Genellikle irreversible



A



B

Postop 63 Gy radyoterapi planlanan hasta; A: koronal kesitte doz dağılımı tedavi olmayan ekstremiteye frog-leg (kurbağa bacağı) pozisyonu, B: aksiyel kesitte doz dağılımı femurun tüm dozu çepeçevre almamasına özen gösterilmesi gerekir.

# Brakiterapi

- Tümör yatağı + 2cm longitudinal ve 1-1.5 cm radial marjin ekle
- Post-op 6. günden sonra yara yeri iyileşmesi sonrası
- Skar veya dren bölgesi dahil edilmez
- Monoterapi olarak yüksek gradeli tümörlerde negatif marjin sonrası 45-50 Gy LDR veya HDR eşdeğeri tedavi
- Post-op 50 Gy radyoterapi sonrası
  - R1:16-18 Gy LDR veya 14-16 Gy 3-4 Gy BID HDR
  - R2: 20-26 Gy LDR veya 18-24 Gy HDR

# Doz Sınırlamaları

- $> 20$  Gy epifizlerin kapanmasına neden olur
- $\geq 40$  Gy kemik iliğini baskılar
- $\geq 50$  Gy kemik korteksi dozu fraktür riski ve iyileşme problemleri
- 40-45 Gy sonrası eklem boşluğunu alan dışında bırakmak fibrozisi azaltır

# Komplikasyonlar

- Yara yeri iyileşmesi komplikasyonları pre-op RT %25-35 iken post-op RT %5-15
- Ekstremitelerde boy kısalığı
- Anormal kemik ve yumuşak doku büyümesi
- Etkilenen kemikte kalıcı zayıflama ve RT sonrası 18 ay içinde kırık riski
- Fibrozise bağlı hareket kısıtlılığı
- Lenfödem
- Cilt renk değişikliği ve telenjiektazi
- %5 hastada ikincil malignite gelişim riski

# Takip

- Primer bölgenin MRI değerlendirmesi ve akciğer BT görüntülemesi ilk 2 yıl için 3 ayda bir daha sonra 6 ayda bir ve 5 seneden sonra yılda bir yapılabilir
- Yüzeysel lezyonlar için ultrason kullanılabilir
- Klinik değerlendirmeye göre ihtiyaç halinde kemik sintigrafisi ve PET-BT

# TIBBİ GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ

## NÜKLEER TIP



### AKCİĞER PERFÜZYON VE VENTİLYASYON SİNTİGRAFİLERİ

Prof.Dr. Bengül GÜNALP  
Nükleer Tıp Anabilim Dalı

Akciğer perfüzyon/ventilasyon sintigrafilerinin klinikte temel kullanım amacı **pulmoner emboli (PE)** tanısıdır.

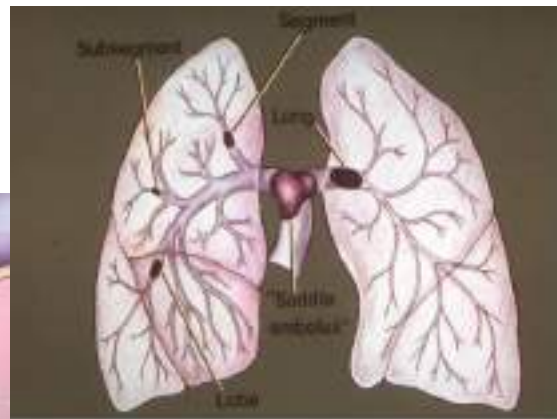
#### **Pulmoner emboli (PE) tanısı neden önemlidir?**

PE'de mortalite riskinin yüksek olması nedeniyle doğru tanı önemlidir. PE kardiyovasküler ölümlerin 3. sıklıkla nedenidir. Birinci ve ikinci sırada myokardiyal infarkt ve stroke (inme) gelmektedir. Tedavi edilmemiş PE'de mortalite %30' a kadar çıkar. PE tanısı konulmadan antikoagülan tedavi başlanması da majör kanama (%3) ve fatal kanama (%0.5) riski mevcuttur. Bu şartlar altında PE kesin tanısının konulmasının büyük önemi vardır.

PE insidansı yaş ile artar. Yaşam boyu insidansı %2-5 iken, 75 yaşından sonra her yıl için insidans %1'e çıkar.

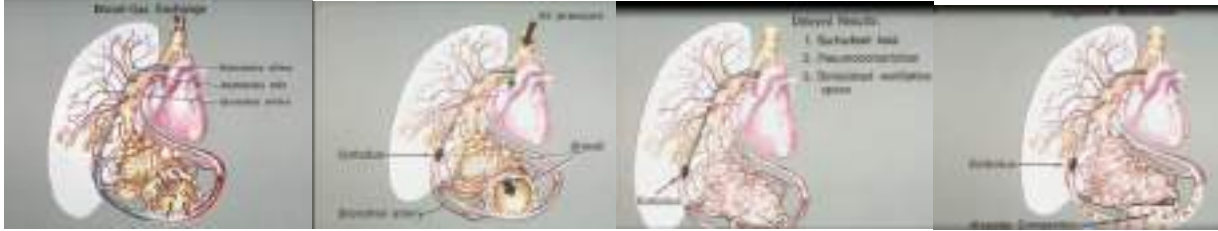
#### **Pulmoner Emboli Fizyopatolojisi**

##### **Derin Ven Trombozu (DVT)**





Pulmoner embolilerin %90-95'i alt ekstremitte embolilerinden kaynaklanır. Tromboembolinin büyüklüğüne bağlı olarak ana pulmoner arter, lob ve segment arterlerinde obstrüksiyona neden olurlar.



Normal akciğer perfüzyonunda pulmoner arterler ile taşınan CO<sub>2</sub> oranı yüksek kan alveollerde oksijenize olduktan sonra pulmoner venler ile sol kalbe taşınır. Pulmoner emboli durumunda kan alveollere taşınamayacağı için CO<sub>2</sub>-oksijen değişimi sağlanamaz. Embolinin büyüklüğüne bağlı dispnenin nedeni de budur. Pulmoner embolinin uzun sürmesi durumunda alveollerdeki surfaktan kaybına bağlı olarak pnömokonstruksiyon gelişir ve ventilasyon hacmi azalır. Embolinin tedavi edilmemesi durumunda %10 pulmoner infarkt gelişir.

### **Pulmoner Embolide Klinik Tanı**

Pulmoner embolinin klinik tanısı güçtür ve hiçbir klinik bulgu pulmoner emboli için özgül değildir. Bu semptomlar:

Dispne

Göğüs ağrısı

Hemoptizi

Taşikardi

Öksürük

Olarak sıralanabilir. Ancak bu semptomların herhangi bir akciğer hastalığında da bulunabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. 559 hastalık geniş otopsi serisinde ölüm nedeni PE olan hastaların %67'sinde kliniğin PE'den hiç şüphelenmedikleri ortaya çıkmıştır.

Ancak kliniğin pulmoner emboli olasılığını değerlendirmesi gerekir.

Burada **Modifiye Wells Kriterlerine göre skorlama** yapılır. Bu skorlamada:

**Derin ven trombozu klinik semptomları var ise: 3**

**PE dışındaki tanılar daha az olasılıklı ise: 3**

**Kalp hızı >100 ün üzerinde ise: 1.5**

**4 haftadan önce immobilizasyon veya cerrahi öyküsü var ise: 1.5**

**Daha önceden DVT ve PE öyküsü var ise: 1.5**

**Hemoptizi var ise: 1**

**Malignite var ise: 1**

**Buna göre olasılık hesaplandığında:**

**Yüksek olasılık: >6 (%41)**

**Orta olasılık: 2-6 (%16)**

**Düşük olasılık: <2 (%0.5-2.7)**

olarak belirlenir. Bu skorlama bizim için olgunun tanıda aciliyet önceliğini belirler.

**PE Tanısında Biyokimyasal Testler**

**D-Dimer**

D-Dimer fibrin yıkım ürünü olup basit, ucuz ve hızlı bir kan testidir. PE tanısında negatif öngörü değerinin yüksek olması önemlidir. Çünkü PE olgularının hemen hepsinde D-Dimer değeri yüksektir. D-Dimeri düşük olguda PE olasılığı ise hemen hiç yoktur. Buna karşılık D-Dimer yüksekliği enfeksiyon, cerrahi, kanser, gebelik, yaşlılık gibi pek çok durumda yükselir. Bu nedenle D-Dimer yüksekliği PE için spesifik bulgu değildir. D-Dimerin PE tanısında Sensitivitesi %95-98, Spesifitesi %31'dir. Düşük D-Dimer seviyeleri %31-32 oranında PE tanısını başka bir tetkike gerek kalmaksızın dışlar.

**PE Tanısında Radyolojik Görüntüleme Yöntemleri**

**Klasik Pulmoner Anjiografi**

PE tanısı için Altın Standart kabul edilir. Duyarlılığı %98, Özgüllüğü %97'dir. Geçmişte çok kullanılmış olmakla birlikte günümüzde CTPA'nin kullanılmaya başlanması ile artık yapılmamaktadır.

**Dezavantajları**

İnvaziv test (Kateterizasyon gerektirir)

Testin mortalitesi %1

Pahalı

Kontrast allerjisi, kontrast nefropatisi (%2)

## CT Pulmoner Anjiografi (CTPA)

- PE tanısında
  - Duyarlılığı %83
  - Minimal invaziv test
  - Hızlı sonuç verir ve 7/24 yapılabilir
- Dezavantajları
  - Kontrast allerjisi, kontrast nefropatisi (%2)
  - Yüksek radyasyon dozu

CTPA kolay ve hızlı yapılması nedeniyle günümüzde kullanımı giderek artmaktadır. Ancak yapılan CTPA sonuçlarına baktığımızda sonuçların %90-95 negatif olduğunu görmekteyiz. Burada test endikasyonunun klinisyen tarafından yeteri kadar irdelenmemesi ve testin sensitivitesinin özellikle segmental/subsegmental küçük PE'lerde düşük olması nedeniyledir.

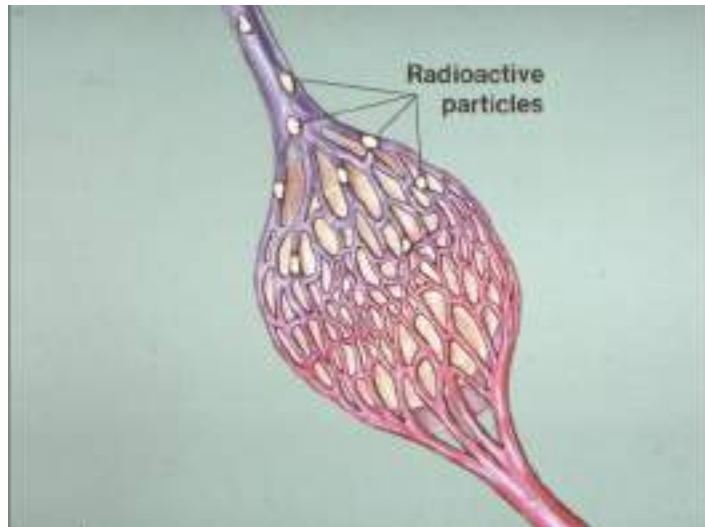
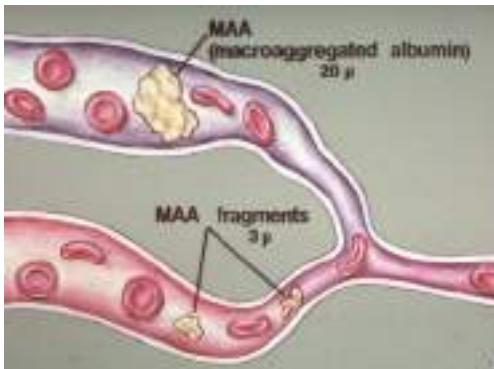
### Radyasyon Dozları:

CTPA'de meme radyasyon dozu 10-70 mSv'dir. Bu doz özellikle genç bayanlarda ileri dönemde meme kanseri gelişme riski açısından önemlidir. Akciğer perfüzyon/ventilasyon sintigrafisinin ise meme dozu 0.3-1mSv olup CTPA'den önemli ölçüde daha düşüktür.

CTPA'nin genel vücut radyasyon dozu 8-20mSv iken Akciğer perfüzyon/ventilasyon sintigrafisinin 2.5mSv'dir.

### Akciğer Perfüzyon Sintigrafisi

- Tc-99m macroaggregated albumin (Tc-99m MAA) ile yapılır. Tc-99m MAA akciğer prekapiller arteriollerinde geçici kapiller blokaj yaratarak görüntü oluşur.

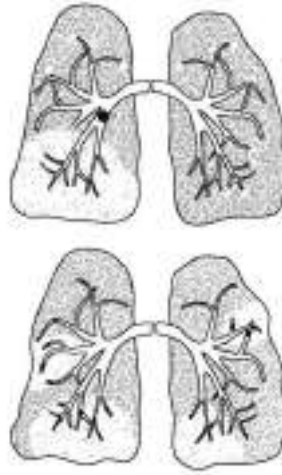
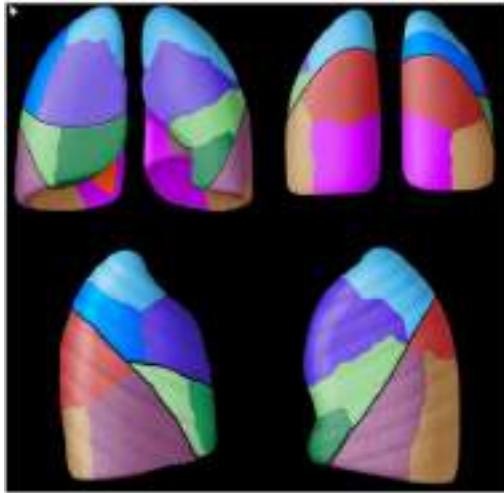


- ▣ Eritrosit çapı 8 µm, kapillerler 7 - 10 µm, prekapiller arterioller 35 µm.
- ▣ Tc-99m MAA partikülleri 10 - 30 µm.
- ▣ The MAA partiküllerinin akciğerde biyolojik yarı ömürleri 4 – 6 saat.
- ▣ 200,000 - 500,000 partikül uygulanır.
- ▣ Akciğerlerde 300 milyon prekapiller arteriol ve 280 milyar kapiller bulunduğundan, verilen MAA kapillerlerin ancak %0.1- % 0.3% ünü obstrükte eder.

### Normal Akciğer Perfüzyon Sintigrafisi



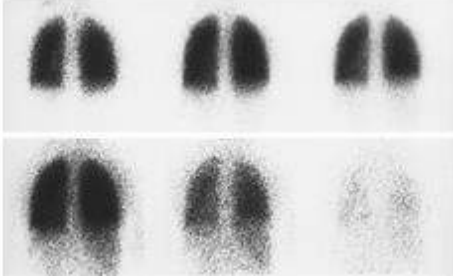
Akciğer perfüzyon sintigrafisi klasik olarak ant., post., lateral ve oblik pozisyonlarda planar görüntüler olarak alınır. Normal akciğer perfüzyonunda homojen perfüzyon dağılımı izlenir ve perfüzyon defekti gözlenmez.



Şekilde akciğerin segmental anatomisi ve pulmoner emboli durumunda tıkanan pulmoner arter dalına göre lokalizasyonu ve boyutları değişen perfüzyon defektlerini görüyoruz.

## Akciğer Ventilasyon Sintigrafisi

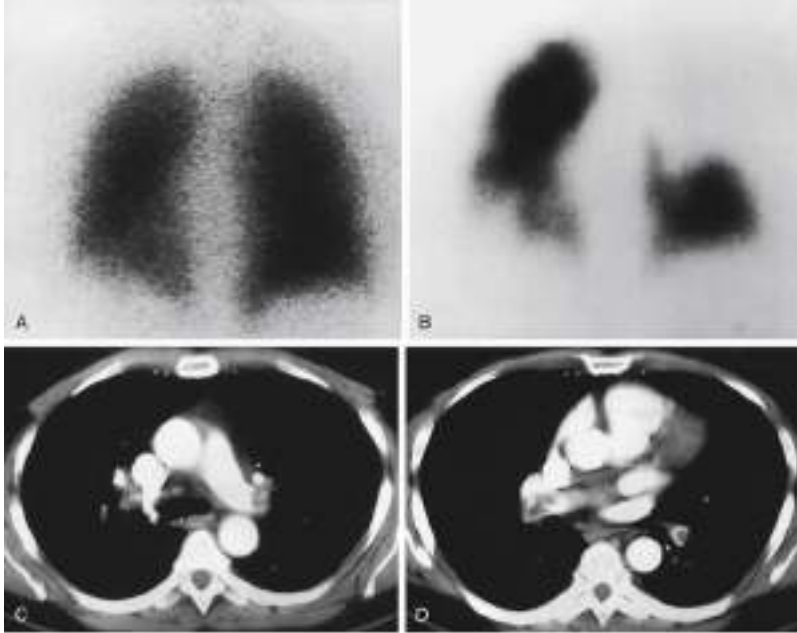
☐ Tc-99m Teknegaz kullanılır.



Normal ventilasyon sintigrafisi: Her iki akciğerde homojen ventilasyon dağılımı izlenmekte olup ventilasyon defekti izlenmiyor.

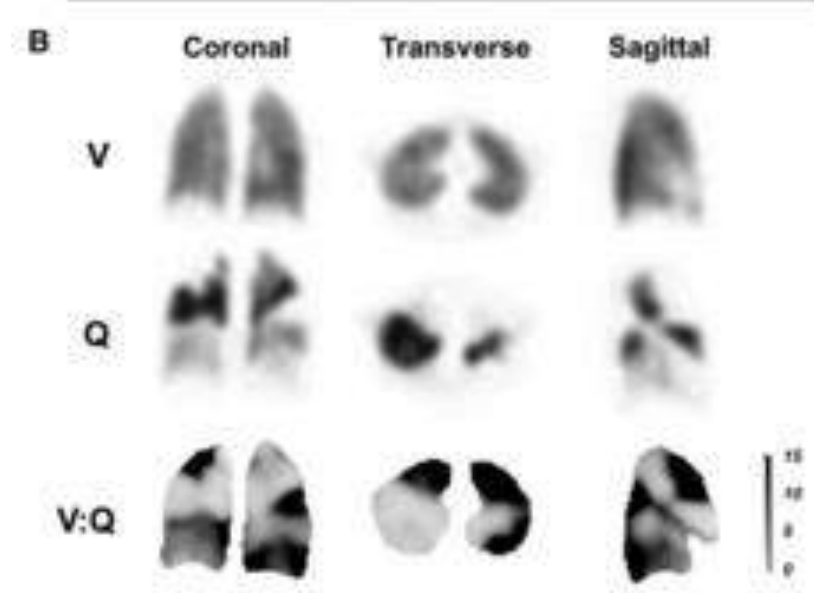
### Pulmoner Emboli Tanısı:

Pulmoner embolinin tipik bulgusu akciğer perfüzyon sintigrafisinde segmental/subsegmental perfüzyon defekti izlenirken aynı alanda normal ventilasyon gözlenmesidir.



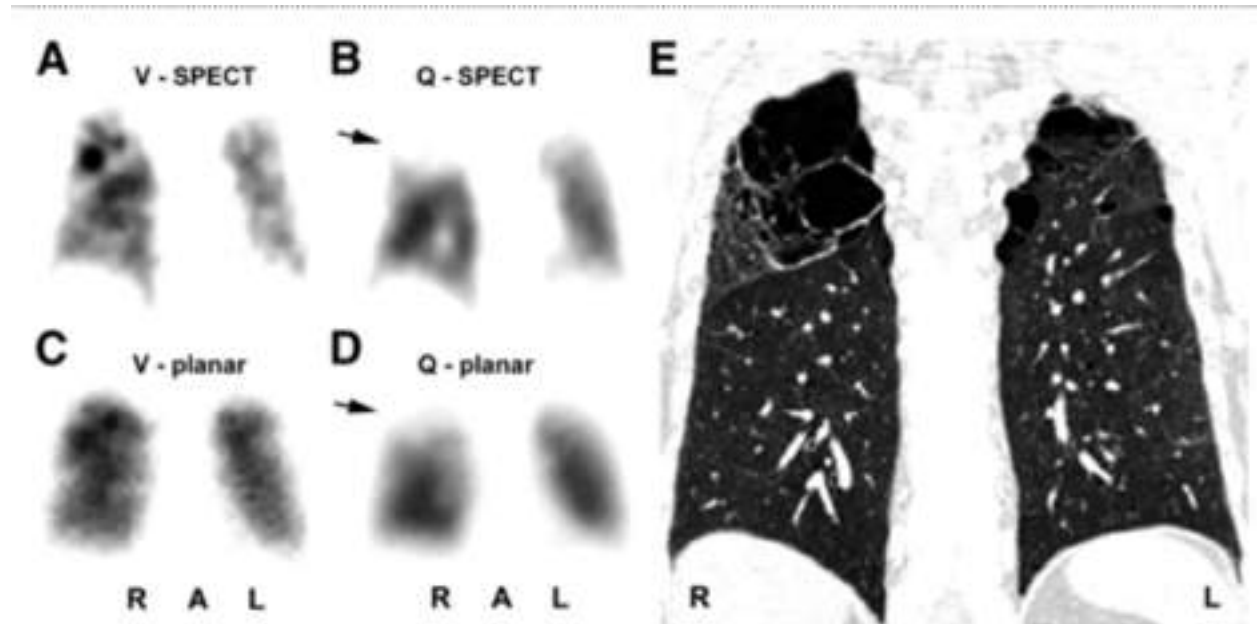
Akciğer Ventilasyon/Perfüzyon Sintigrafisi ve CTPA. A. Normal ventilasyon sintigrafisi. B. Akciğer perfüzyon sintigrafisi: Sağ akciğer üst lobda ve sol akciğer alt lobda segmental dağılıma uyan perfüzyon defektleri izleniliyor. C. ve D. CTPA'de pulmoner arterlerdeki dolum defektleri tarzında pulmoner emboliler görülüyor.

## Pulmoner Perfüzyon/Ventilasyon SPECT/CT



Günümüzde akciğer perfüzyon/ventilasyon sintigrafisi SPECT/CT ile yapılmaktadır.

Şekilde tipik PE bulguları olan Perfüzyon/ ventilasyon sintigrafisini izliyoruz. V: normal ventilasyon sintigrafisi, Q: Kama tarzında segmental perfüzyon defektleri izlenen perfüzyon sintigrafisi

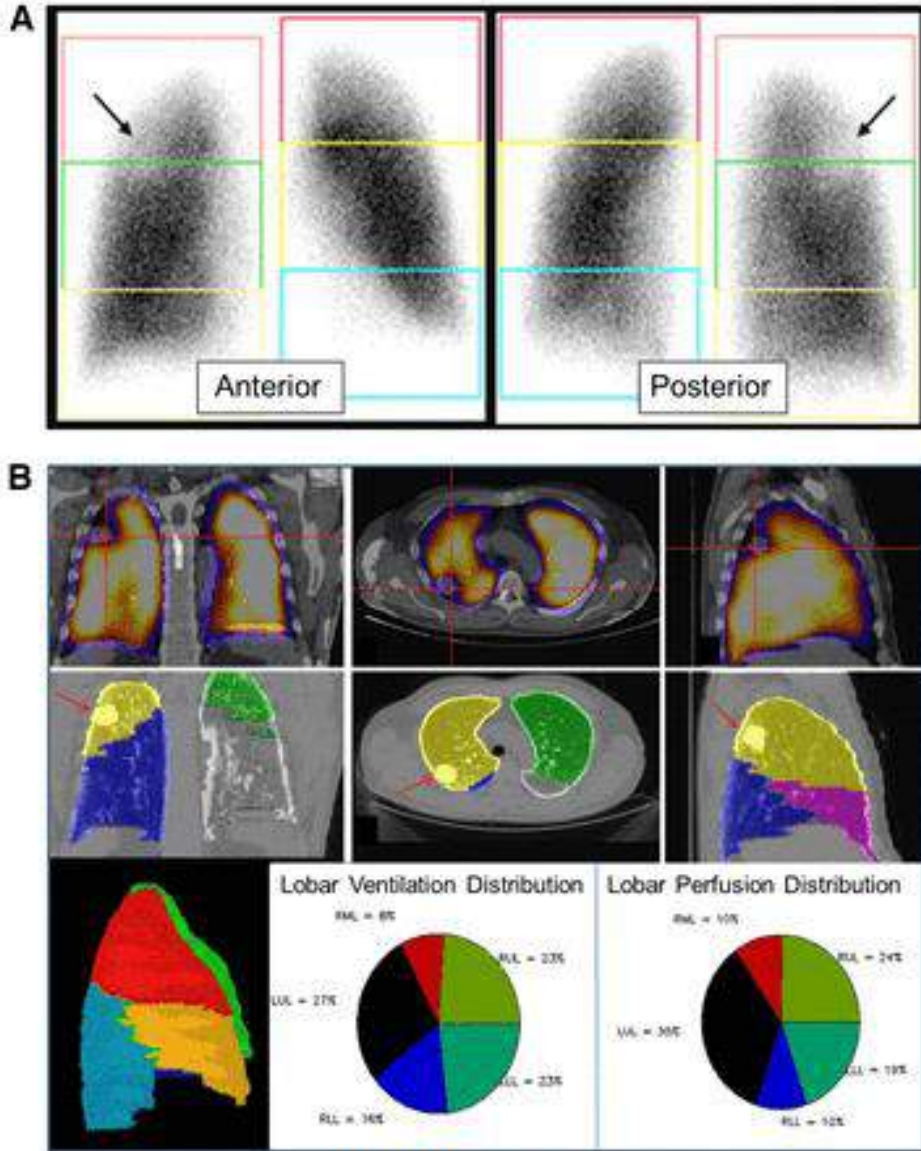




Akciğer perfüzyon/ventilasyon sintigrafisinin SPECT/CT ile yapılması özgüllüğü artırır. Şekilde sağ akciğer üst lobaaki perfüzyon/ventilasyon mismatch defektin aslında amfizematöz hava kist ve büllerine ait olduğunu görüyoruz.

### Kantitatif Akciğer Perfüzyon Sintigrafisi

Özellikle akciğer cerrahisinde post-op kalan akciğer kapasitesinin hastanın yaşamını sürdürmesi için yeterli olması gerekir. Bu amaçla kantitatif akciğer perfüzyon sintigrafisi yapılır ve operasyonda planlanan lob/segment çıkarıldıktan sonra kalan akciğer kapasitesi hesaplanır.



## SONUÇ

- ▣ Akciğer perfüzyon/ventilasyon sintigrafisi özellikle SPECT/CT ile yapıldığında pulmoner emboli tanısında yüksek duyarlılık ve özgüllüğü olan bir görüntüleme yöntemidir.
- ▣ Hastaya radyasyon dozu CTPA ile karşılaştırıldığında önemli ölçüde daha düşüktür. Genç bayanlarda bu yüzden tercih edilmelidir.
- ▣ Kantitatif akciğer perfüzyon sintigrafisi pulmoner cerrahide post-op akciğer kapasitesinin değerlendirilmesinde önemlidir.

## REFERANSLAR

1. Paul J. Roach, Geoffrey P. Schembri and Dale L. Bailey. V/Q Scanning Using SPECT and SPECT/CT. Journal of Nuclear Medicine September 2013, 54 (9) 1588-1596; DOI: <https://doi.org/10.2967/jnumed.113.124602>
2. Fanti S, Lopei E. Diagnostic Nuclear Medicine and Radionuclide Therapy. Societa Editrice Esculapio. ISBN 978-88-7488-961-7
3. Mettler F.A.Essentials Of Nuclear Medicine And Molecular Imaging: Seventh Edition,2019, ISBN: 978-0-323-48319-3. Elsevier.



# BRAKİTERAPİ

Dr. Bora UYSAL

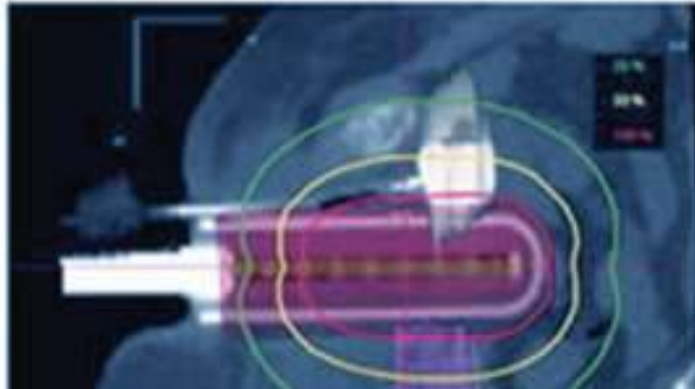
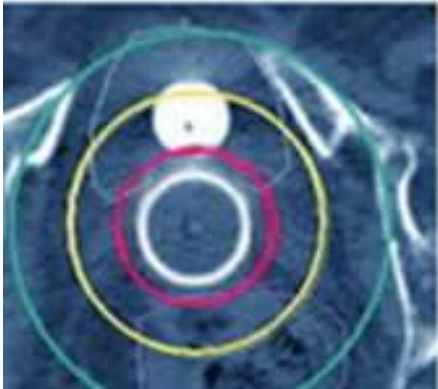
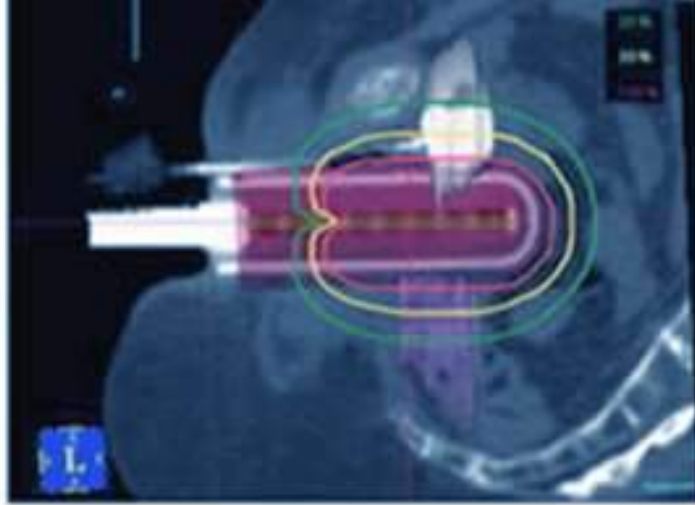
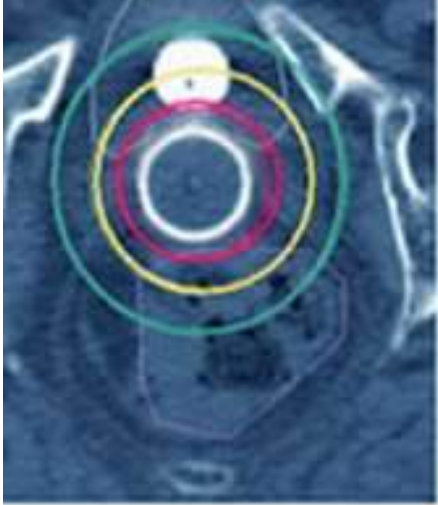


- Kısa veya yakın mesafeden tedavi anlamına gelen brakiterapi özellikle jinekolojik kanserlerin tedavisinde kullanılır
- Eksternal RT den farklı olarak organ içine veya vücut boşluklarına yerleştirilen radyoaktif kaynaklar aracılığı ile tedavi uygulanmasıdır
- Vücut içi boşluklara uygulanırsa intrakaviter doku içine uygulanırsa intersitisiyel olarak adlandırılır
- Brakiterapide kullanılan kaynaklar alfa, beta veya gama ışınları yayarlar



- Kaynaklar
- Radyonüklid-Yarı ömür-ışın tipi
- Ra-226 1600 yıl alfa, beta, gama
- Co60 5.27 yıl b, gama
- Cs137 30 yıl b, gama
- Ir192 73.8 gün gama
- I125 60.1 gün alfa, gama, nötron
- Y90 64 saat alfa, beta, gama
- Pd103 17 gün alfa, beta, gama

- Brakiterapide kaynağın yükleme tipleri
- Elle sonradan yükleme: uzun forsepslerle kurşun korumalı bariyerler arkasından radyoaktif kaynakları yerleştirme esasına dayanır
- Uzaktan kumandalı sonradan yükleme
- Korumalı kutulardaki radyoaktif kaynakların vücuttaki aplikatörlerin bulunduğu yere gitmesini sağlayan aygıtlardır. Uzaktan elektronik olarak kumanda edilirler.Hasta aygıtı bağlı yatmaktadır



- ICRU 38-Uluslararası Radyasyon Doz Ölçümleri ve Birimleri Birliği
- Teknik, aplikatör, kaynaklar, doz referans noktaları konusunda ortak bir dil oluşturulması amacıyla yayınlanan bir rapordur
- Mutlaka belirtilmesi gereken 5 ana madde
  - Teknik
  - Total referans hava kerması
  - Referans volüm
  - Referans noktalar ve dozları
  - Doz debisi





- Teknik
- Radyonüklid, kaynak sayısı, uzunluğu, aplikatör tipi belirtilir
- Aplikatör tedavi amaçlı organa yerleştirilen ve içine kaynakların girip çıktığı düzenektir
- Metalik, plastik veya kişiye özel olabilir
- Kerma
- Yüksüz bir iyonlaştırıcı parçacık tarafından belli bir maddenin birim kütlesi başına serbest hale geçirilen yüklü iyonlaştırıcı parçacıkların başlangıçtaki kinetik enerjilerinin toplamıdır
- Absorbe doz ile aynı birimde Gy ile ölçülür

- Referans volüm
- Referans izodoz ile sarılan volümdür
- Referans izodozların birleşiminden elde edilen referans volüm 3 düzlemde tanımlanır
- dh-yükseklik
- dw-genişlik
- dt-kalınlık

- Referans noktaları
- Mesane
- Rektum
- Kemik yapı referans noktaları
- Lenfatik trapezoid
- L4 den her iki tarafa 2 cm hat çizilir
- S1-2 birleşiminden symphis pubise bir hat çizilir
- Bu çizginin ortasından 2 taraf pelvik duvara doğru 6 cm lik birer hat çizilir
- 3.4. nokta bulunur. 1 ve 3. nokta 2 ve 4. nokta birleştirilir
- Oluşan noktaların üst uçları alt paraaortik lenf nodlarını alt uçları eksternal iliak lenfatikleri gösterir

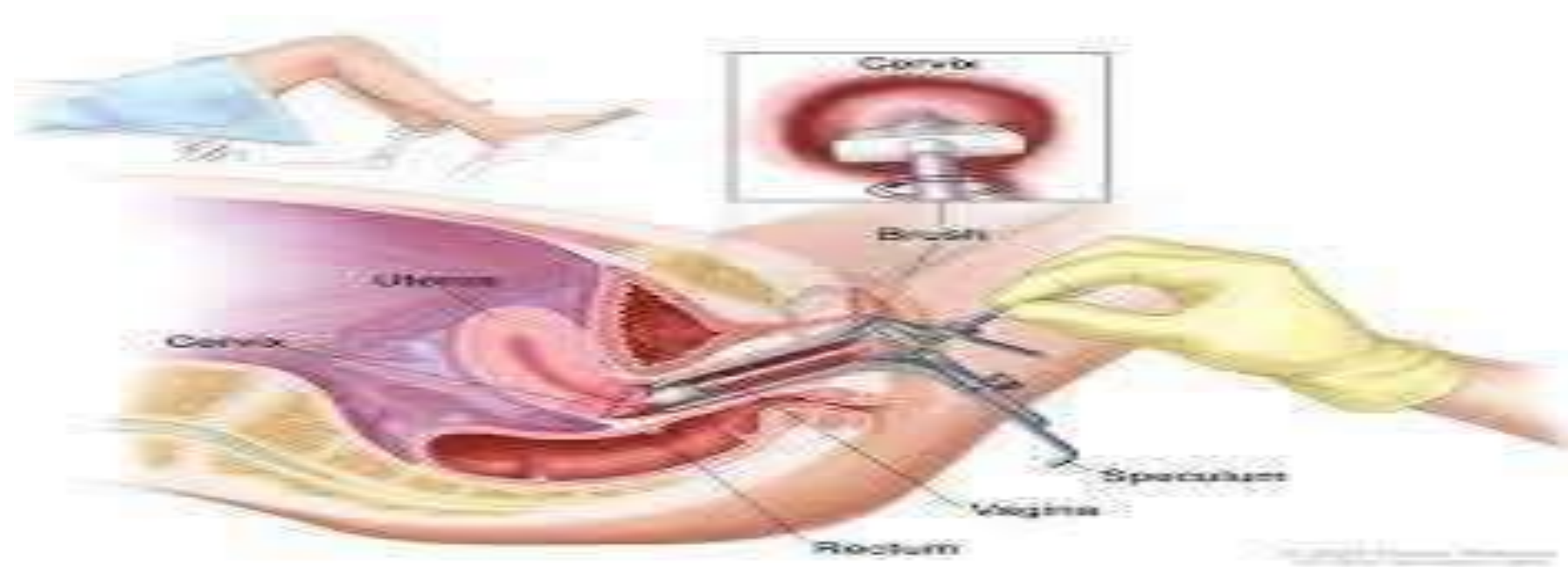
- Pelvik duvar
- Distal parametrium ve obturator lenfatiklerin dozlarının hesabı için kullanılır
- Asetabulum en üst ve en iç noktalarına tanjansiyel çizilen kesişim noktaları pelvik duvar noktalarıdır
- Doz debisi
- Birim zamanda verilen dozdur
- Doz açısından brakiterapi dörde ayrılır
- Düşük doz hızlı (LDR)-0.4-2 Gy/saat
- Pulse doz hızlı (PDR)-0.4-0.8 Gy/saat
- Orta doz hızlı (MDR)-2-12 Gy/saat
- Yüksek doz hızlı (HDR)->12 Gy/saat

- Kemik referans noktaları dışında doz tanımlamaları için kullanılan doz preskripsiyon noktaları bulunur. Bunlar A ve B noktalarıdır
- A: Manchester sisteminin tanımladığı bir noktadır. Lateral forniks tepesinden orta hattın 2 cm yanından yukarı çıkılan dikme ile uterin kanal merkezlerinin laterale doğru çıkan dikmenin kesiştiği noktadır
- Radyasyon nekrozlarının ilk oluştuğu noktadır
- Uterin damarların üreteri çaprazladığı ve tümöral dokuda minimum dozun sağlıklı dokuda ise maksimum dozun oluştuğu yerdir

- B noktası:
- A noktasının 3 cm lateralindeki noktadır
- Orta hattan 5 cm lateraldedir
- Obturator lenf nodlarının aldığı dozu gösterir

- Brakiterapi uygulaması
- Ayrıntılı jinekolojik muayene yapılır
- Vajen boyutu, uterusun büyüklüğü, pozisyonu, tümör lokasyonu, boyutları, yayılımı belirlenir
- Uygulama genel anestezi, spinal anestezi veya hafif sedasyonla yapılır
- Tedavi genelde ayaktan olup hasta aç karnına, rektum boş ve damar yolu açık olarak uygulamaya hazırlanır
- Steril tedavi odalarında yapılır



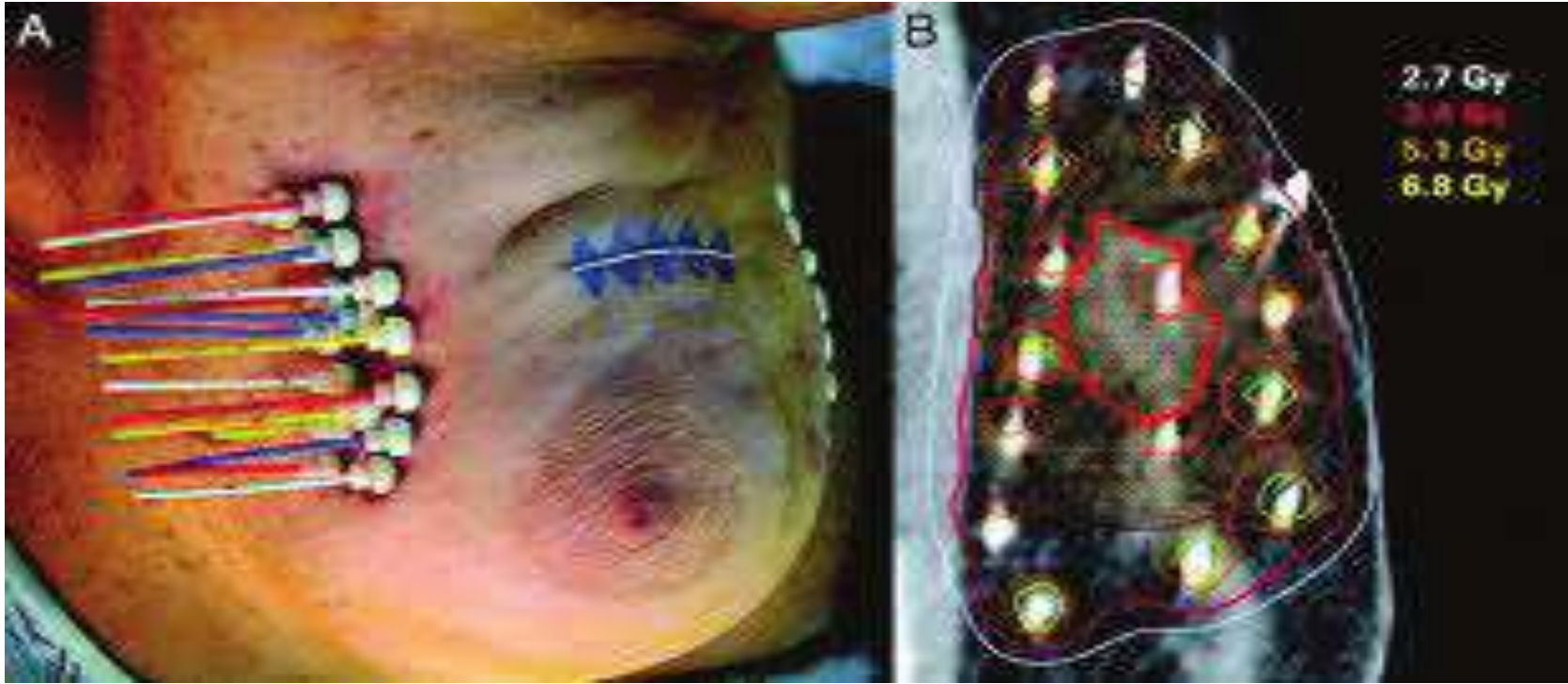


- Jinekolojik masaya litotomi pozisyonunda yatırılır
- Vulva, perine, pelvik bölge temizlenir
- Anestezi altında ayrıntılı jinekolojik muayene yapılır
- Mesaneye idrar sondası yerleştirilir
- 7 cc radyoopak ile balon şişirilir
- Servikal kanal bujiler yoluyla dilate edilir
- Servikal os görülmeye çalışılır

- Servikal osa işaretleyici koyularak aplikatörün doğru yerde olup olmadığına bakılır
- Tedavi edilecek uterus boyutu histerometri ile ölçülür
- Vajen ve fornikslerin lubrikasyonu amaçlı %1 lik vizköz lidokain aplikatörlere uygulanır
- Önce tandem yerleştirilir sonra ring konulur
- Ring ve tandem birbirine sabitlenir
- Ring yarıçapı ile tandem uzun eksenini arası her zaman 90 derece olmalıdır

- Ring ve tandem sabitlendikten sonra bu pozisyonda ön/arka ve yan grafiler alınır
- Bazen USG ve BT den yararlanılarak doz hesaplama yapılır
- Doz A noktasına tanımlanarak verilir
- Tandem uygulanmış hastada doz dağılım armut benzeridir
- Armutun geniş kenarı üst vajende, dar kenarı ise uterus fundusundadır

- Tolerans dozları
- Rektum 75 Gy
- Mesane 80 Gy
- Vajen 120-140 Gy
- Serviks kanseri RT sinde vajen kritik organdır ve A noktası total dozunun %140 ı aşılmamalıdır
- Endometrium kanserinde rekürrenslerin en sık olduğu yerdir ve bölgenin vajinal kaf olması nedeniyle vajen hedef organdır



- H noktası
- A noktasına alternatif noktadır
- Ovoidlerin bitim noktalarını birleştiren hattın 2 cm yukarisına doğru 2 cm sağ ve solda kalan noktalardır
- P noktası
- Kemik pelvis yan duvarının en lateralindeki noktadır
- Eksternal iliak lenf nodlarının aldığı dozu tanımlar

- Postoperatif serviks kanseri brakiterapisinde kontrolama
- Sadece vajinal kaf hedeflenir
- Tedavi volümüne vajinanın 2/3 ünden fazlası dahil edilmemelidir
- HDR veya LDR ile uygulanır
- LDR
- Eksternal RT sonrası 7 gün içinde başlanır
- 20 Gy (45 Gy sonrası) tek fraksiyon
- 25 Gy (50 Gy sonrası) tek fraksiyon



- HDR
- Ekst RT sonrası 7 gün içinde başlanır
- 12 Gy iki fraksiyonda (50 Gy)
- 18 Gy üç fraksiyonda (45 Gy)
- Doz vajinal yüzeye tanımlanır

## HDR brakiterapi cihazı



- Görüntü rehberliğinde 3D Brakiterapi
- GTV: MR bazlı planlama yapıldıysa konturlanır
- HR-CTV: yüksek riskli CTV dir
- GTV+tüm serviks+varsa parametrial uzanımlar
- IR-CTV: orta riskli CTV
- HR-CTV ye 1 cm marj verilerek elde edilen volümdür
- Vajina, sigmoid kolon, barsaklar, mesane ve vajinal uzanım varsa ek olarak üretra da konturlanır

- HDR Brakiterapide doz fraksiyonasyon şemaları
- 4x7 Gy
- 5x6 Gy
- 6x5 Gy
- 5x5.5 Gy
- HR-CTV nin D90 dozu 80-90 Gy olmalıdır

BT simülasyon

Dr. Bora UYSAL

- Temel mantık konvansiyonel planlama ile aynıdır
- Tedavi volümü sanal ortamda gerçekleştirilmektedir
- Tedavi volümü tanımlamaları, riskli organ korumaları, izodoz seçimi gibi parametreler tedavi planlama sisteminde görülerek seçilmektedir

- Konformal (3 boyutlu) tedavi planlanan olguya BT simülasyon randevusu verilir
- Kontrast madde verilecekse reçete edilir
- Barsak veya mesane doluluğu, boşluğu ,açlık, tokluk durumu hastaya çekim öncesi söylenir
- BT çekimi doktor ve teknisyen eşliğinde yapılır

# BT Simülatör

*Diagnostik BT ile farklar*

**CT** scanner



Treatment machine

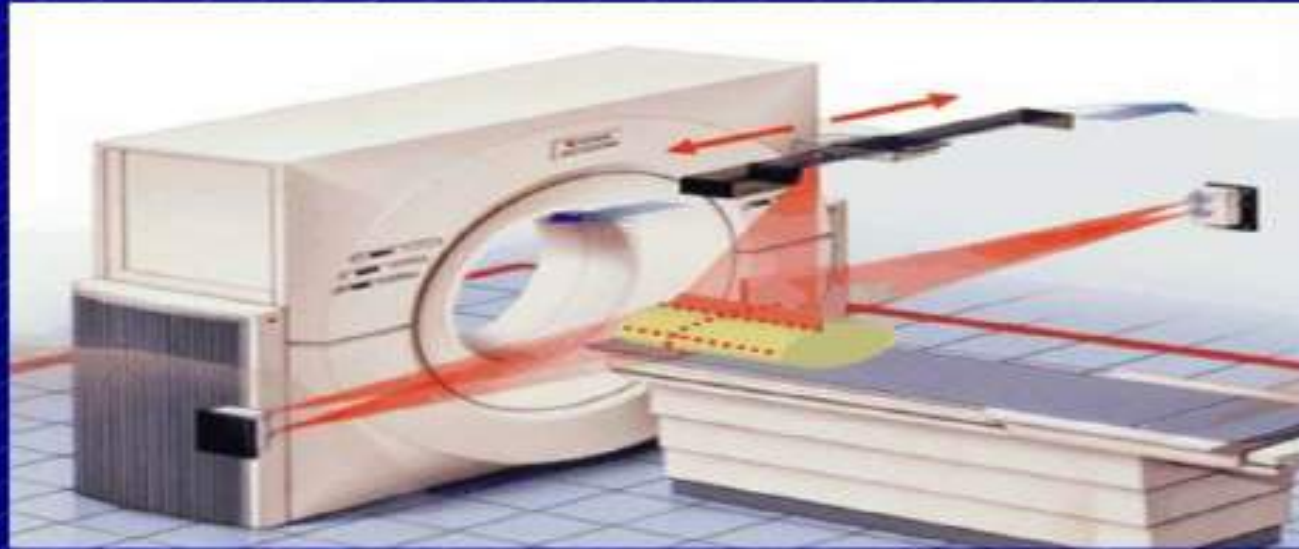




- BT masasına hasta yatırılır
- Maske, diz altı, T Bar, meme boardu yerleştirilir
- Lazerler açılır
- Hastanın medial ve iki lateral bölgesine işaret konulur
- Bunlar referans noktalardır
- İV kontrast verilecekse hemşire eşliğinde verilir
- Acil durumlar için ekipman hazır bulundurulur

# BT Simülatör

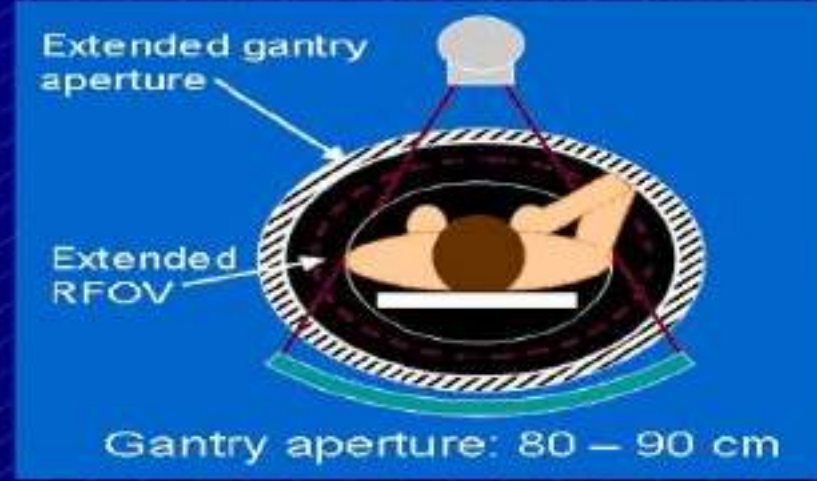
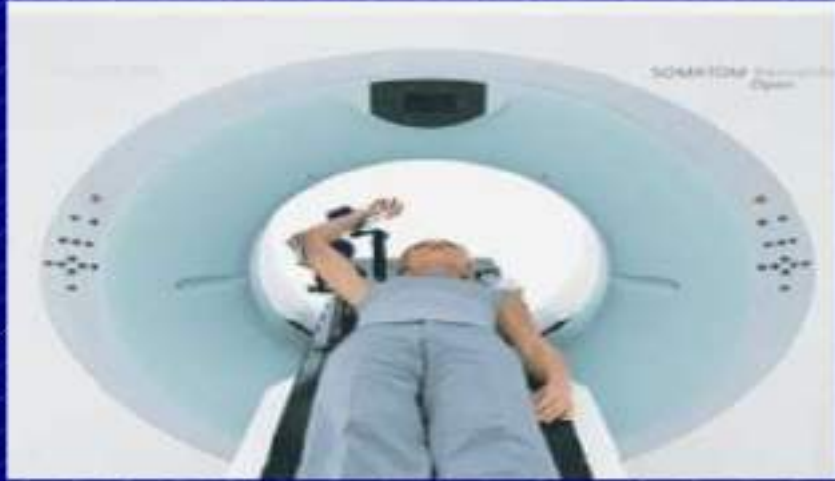
## *Eksternal lazerler*



- BT odası dışına kumanda bölgesine geçilir
- Kesit kalınlığı, alan, fiducialların yeri, hastanın optimal pozisyonda yatışı sağlanır
- Doktor onayı sonrası teknisyen çekimi yapar
- Alınan görüntüler PACS sistemi ile online olarak RTIS (planlama) e aktarılır
- Hasta çekim sonrası dışarı alınır ve tedavi randevu günü verilir

# BT Simülatör

## *Geniş gantri açıklığı*



- Cilt (body)
- Kritik organlar (spinal kord, akciğer, kalp )
- GTV (gros tümör volümü)
- CTV (klinik hedef volüm)
- PTV (planlanan hedef volüm)
- Çizilir ve gerekli marjinler verilir (0.5 cm-1 cm)

- Kullanılacak enerji türü
- Teknik
- Fraksiyon dozu
- Fraksiyon Sayısı
- MLC (multilif kolimatör)
- Segment
- Blok

- DVH (doz volüm histogramı)
- PTV (%95-107)
- Kritik organ dozları
- Akciğer
- Ortalama 20 Gy
- 20 Gy alan volüm %20'nin altında olmalı
- Özafagus dozu ortalama 34 Gy altı
- Kalp dozu ortalama 26 Gy altı

- Setup ve tedavi
- İlk tedavi ve haftalık tedavilere doktor eşlik eder
- Her gün yapılan tedavi teknisyen eşliğinde olur
- Konvansiyonel ve BT tedavilerde kontrol port filmleri çekilir
- Dijital ortamda değerlendirme yapılır
- Alan kayması varsa düzeltilir
- DRR (digitally reconstructed radiography) çekilir
- EPID (electronic portal imaging device) ile karşılaştırılır



- Tek alan tedavi
- Yüzeyel tümörler
- Çoklu alan tedavi
- Tanjansiyel (meme)
- Oblik (baş boyun)
- Paralel karşılıklı (beyin)

- Kalite kontrol olmazsa olmazdır
- Günlük, haftalık, aylık, yıllık bakım ,kontrol, takip yapılır
- Tüm cihazlar kontrol edilir

# Klinik Radyasyon Onkolojisi

Dr. Bora UYSAL

- 1896- Emil Grubbe, meme kanseri hastasında ilk radyoterapi kullanımı
- 1903-Fototerapi ve radyoterapinin karşılaştırılması ile ilgili makale
- Kanser tedavisi multidisiplinerdir
- Cerrahi Onkoloji
- Medikal Onkoloji
- Radyasyon Onkolojisi

- Radyoaktif radyumun keşfi sonrası tedavide denemeler yapılmıştır
- Radyum preparatları tablet şeklinde kullanılmıştır
- Yan etkiler sonrası kurallar ve yönetmeliklerle tanısal ve terapötik radyasyon şeklinde dallara ayrılmıştır

- Radyasyon Onkolojisi kanser ve bazı benign hastalıkları çeşitli enerji ve tipte iyonizan radyasyon kullanarak tedavi etmeyi amaçlayan bir bilim dalıdır
- Kanser olgularının %50-60 ı herhangi bir aşamada radyoterapiye ihtiyaç duyar

- Uygulama amacına göre radyoterapi
- Küratif RT-Evre 1-2 Hodgkin lenfoma, Nazofarenks ca, T1 cilt ca, T1-2 glottik larenks ca
- Palyatif RT-Beyin, kemik metastazı, VCSS
- Profilaktik RT-Olası metastaz ve rekürrensin önlenmesi  in yapılır
- ALL ve k  uk hücreli AC CA da tüm beyin RT, seminomda paraaortik RT
- TBI (tüm beden RT)-kemik iliği transplantasyonu öncesi radyoterapi ile kemik iliğinin ablasyonu, immün sistemin süpresyonu, lösemik hücrelerin eradikasyonu ile transplante hücelere yer açılması amaçlanır

- Uygulama zamanına göre RT
- Neoadjuvan RT-herhangi bir tedavi modalitesi öncesi yapılan RT
- Kemoradyoterapi-kemoterapi ile eş zamanlı yapılan RT
- Adjuvan RT-herhangi bir tedavi sonrası yapılan RT



- Uygulama tipine göre RT
- Eksternal RT-tedavi aygıtları ile vücut dışından uygulama
- Brakiterapi-vücut boşluklarına ,tümöre geçici veya kalıcı radyasyon kaynakları yerleştirilerek uygulanan radyoterapidir
- İntraoperatif RT-operasyon sırasında uygulanan RT
- Stereotaktik RT-intrakraniyal malign/benign lezyonların tek fraksiyonda tedavisi
- Stereotaktik tüm beden radyoterapisi- çok fraksiyonlu SRS

- 3 boyutlu konformal RT-üç boyutlu anatomik verilerle tümör dokusuna maksimum dozu verip çevre normal dokuyu olabildiğince korumaktır
- IMRT (yoğunluk ayarlı RT)
- IGRT (görüntü rehberliğinde RT)
- Fotodinamik tedavi-hematoporfirin deriveleri kullanılarak belirli dalga boylarında yapılan tedavi
- Tomoterapi-ışınlama kafasının tedavi volümü etrafında BT ile benzer 360 derece dönerek hareket ettiği IMRT dir

- Cyberknife-çerçeve kullanılmadan ekstrakraniyal tümörlerde de kullanılan Stereotaktik RT dir.Robotik kol ve LINAC kombinasyonudur
- Boron capture RT-radyoaktif olmayan boron atomları beyin tümör hücrelerince emilir. Boron içeren dokular yavaş nötronlara ışınlandığında boron atomları alfa ışınması yapar ve DNA hasarı oluşur
- Hipertermi-RT ile benzer etkide tümör tamir mekanizmalarını engeller
- 43 derecede etkindir

- Radyoterapi kararı
- Amaç-Palyasyon ,kür
- Tümör-Evre, histoloji, yerleşim, radyosensitif, önceki tedaviler
- RT merkezi-ekipman, deneyim, maliyet
- Hasta-yaş, performans, morbidite, kozmetik etkiler

# KONVANSİYONEL SİMÜLASYON

Dr. Bora UYSAL

## Tümör tanısı nasıl konulur?

- Anamnez
- Fizik muayene
- Tam kan, rutin biyokimya, TİT
- Tümör markerları
- USG, mamografi, BT, MR, PET-CT, kemik sintigrafisi
- Biyopsi
- Tanı
- Multidisipliner tümör konseyleri

- Simülasyon
- Tedavi aygıtıyla enerji ve amaçları dışında benzer fiziksel ve geometrik özelliklere sahip tanısal amaçlı bir X ışını aygıtı olan Simülatör kullanılır
- Hasta tedavi öncesi immobilize edilir
- Görüntüleme yapılır
- Tümör lokasyonu belirlenir

- İki çeşit simülasyon vardır
- Konvansiyonel (gerçek) simülasyon
- Sanal simülasyon (BT, MR)



- Konvansiyonel simülasyon basamakları
- İmmobilizasyon-Termoplastik maske
- Tedavi sırasında hasta hareket etmemelidir
- Tedavi tekrarlanabilir ve optimal olmalıdır
- Maske hastayı rahatsız etmemeli aynı zamanda hareketini kısıtlamalıdır
- Hastanın pozisyonu supin, prone, kurbağa bacağı pozisyonu, eller baş üstünde, eller göğüs üzerinde, eller yanda şeklinde en uygun seçim yapılır

- Görüntüleme ve tümör lokalizasyonu
- Olgu istenilen pozisyonda simülatör masasına yatırılır
- Diz altı, T-bar, meme boardu, baş boyun maskesi kullanılabilir
- SSD (kaynak cilt mesafesi) ve yarı kesit kalınlığı (kumpas) belirlenir
- Kumanda merkezinden yön tuşları ve ekran aracılığıyla kolimatör genişliği, açısı, gantry açıları belirlenir
- Kolimatör: tedavi alanı, genişliği
- Gantry: tedavi açısı

- Skar, kitle, dren bölgeleri telle işaretlenir
- Oral veya İV kontrast madde kullanılabilir

- Tedavi alanı belirlenir
- Simülasyon filmi çekilir
- Film üzerinde korunacak alanlar işaretlenir (abdominal ışınlamada böbrek, akciğer ışınlamasında spinal kord)
- İkinci nesil cihazlarda filme gerek yoktur
- Koruma cihazda belirlenir, dosyaya kaydedilir, alan fizik mühendislerine gönderilir

- Tedavi dozu (30 Gy)
- Fraksiyonasyon sayısı (10 fraksiyon)
- Gantry açısı (90 derece)
- SSD mesafesi (73 cm)
- Yatış pozisyonu (prone, supin)
- Alan boyutu (12x12 cm)
- Kolimatör açısı (15 derece)
- Derinlik (4-5 cm)

# RADYASYON ONKOLOJİSİNE GİRİŞ-TEMEL KAVRAMLAR

Dr. Bora UYSAL

- Atom
- Maddenin en küçük parçasıdır
- Elektron
- Eksi yüklüdürler ve hafiftirler
- Proton
- Artı yüklüdür ve elektrondan 1839 kat ağırdır
- Nötron
- Yüksüzdür ve proton kadar ağırdır

- Atom çekirdeği (nükleon) proton ve nötrondan oluşur
- Kütle numarası (A)
- Proton ve nötronun toplam sayısıdır
- Atom numarası (Z)
- Proton sayısıdır

14 (KÜTLE NO)

6 (ATOM NO) **C** 8 (NÖTRON NO)

- $A=Z+N$



- Radyasyon
- Bir kaynaktan çevreye partiküler veya elektromagnetik dalga şeklinde enerji taşınımıdır
- Foton
- Elektromagnetik radyasyonun en küçük birimidir
- Fotonların kütleleri yoktur
- Hızları ışık hızına eşittir (300 000 km /sn)

- Elektromagnetik radyasyon iyonizan ve noniyonizan olarak ikiye ayrılır
- İyonizan radyasyon (atomdan elektronu koparabilen)
- Elektromagnetik-X, Gama
- Partiküler-Alfa, Beta (elektron), Nötron, Proton, Pimezon, ağır iyonlar
- Noniyonizan radyasyon
- Radyo dalgaları, mikrodalgaları, kızılötesi ışınlar, görünür ışık, mor ötesi, ultraviyole

- X ışınları
- Wilhelm Röntgen tarafından 1895'te keşfedildi
- Basıncı düşürülmüş cam bir tüpün içerisine yerleştirilen anot (+) ve katod (-) levhalar arasına çok yüksek enerjili elektriksel gerilim uygulanır
- Katodu terkeden hızlı elektronlar anod üzerindeki metal bir hedefe çarpar ve frenleme sonucunda X ışınları oluşur
- Metal hedefin atom numarası, elektronların enerji ve hızı oluşan X ışınlarının enerji ve dalga boyunu belirler

- Gama ışınları
- Fiziksel olarak X ışınları ile benzerdir
- Radyoaktif bozunma sırasında atom çekirdeğinden salınırlar

- Radyoizotopun yarı ömrü
- Başlangıç aktivitesinin yarısına kadar bozunması için geçen zamandır
- Radyoizotopun aktivitesi
- Saniye başına geçirdiği bozunma sayısıdır
- Aktivite birimi becquereldir
- Saniye başına bir bozunumu temsil eder

- Radyoaktif çekirdekler kendiliğinden bozunuma uğrarlar. Bu üç şekilde olur
- Alfa (alfa parçacığı yayarak kararlı duruma gelmeye çalışır)
- Beta (beta parçacığı yayarak kararlı duruma gelmeye çalışır)
- Gama (çekirdeğin cinsi değişmeden uyarılmış durumdan taban duruma bozulmasıdır)

- İzotop: Atom numarası (proton sayısı) aynı, kütle numarası (nötron sayısı) farklı olan atomlardır

- ${}_{6}^{11}\text{C}$     ${}_{6}^{12}\text{C}$

6      6

- İzoton: Nötron sayıları aynı, proton sayıları farklı olan atomlardır

${}_{3}^{9}\text{Li}$     ${}_{4}^{10}\text{Be}$

3      4

- İzobar: Kütle numaraları aynı, atom numaraları farklı olan atomlardır

${}_{5}^{12}\text{B}$     ${}_{6}^{12}\text{C}$

5      6

İzomer: Kütle numaraları aynı, atom numaraları aynı ancak atomlar arasındaki bağlantı yapıları farklı olan moleküllere izomer denir

N-propil alkol, izopropil alkol, metil etil eter

- İyonizan partiküler radyasyon
- Elektron, proton, alfa partikülü, nötronlar, pimezonlar, ağır iyonlar iyonizan radyasyon oluşturan partiküllerdir
- Elektronlar negatif yük ve düşük kütleleri nedeniyle Lineer akseleratör veya diğer aygıtlarla yüksek enerjilere hızlandırılabilirler
- Nötr bir atomda elektron sayısı artı yüklere eşittir
- İyon ise yüklü atomdur ve atomun toplam yükü eksi ya da artı olur
- Bir atoma bağlı olmayan elektronlara serbest elektronlar denir
- Nötron atom çekirdeğinin birarada kalmasını sağlayan yüksüz parçacıktır
- Protonlar ise artı yüklü parçacıklardır ve kütlesi nötronlarla aynıdır



# RADYOTERAPİNİN 5 R'Sİ

Dr. Bora UYSAL

- Radyoterapinin günlük dozlara bölünerek uygulanması fraksiyone RT olarak tanımlanır
- Radyoterapide fraksiyonasyonun temelini 5 ana özellik oluşturur
- Repopülasyon ( yeniden çoğalma)
- Repair (onarım)
- Redistribisyon (yeniden dağılım)
- Reoksijenasyon (yeniden oksijenlenme)
- Radyosensitivite (intrinsik radyoduyarlılık)

- Repopülasyon
- Tümör ve sağlam doku hücreleri radyasyona maruz kaldıklarında da çoğalmaya devam ederler
- Bu çoğalma hğcre sayısındaki azalmaya bağlı olarak tümör ve normal dokunun fizyolojik bir yanıtıdır
- Tümör hücreleri bu çoğalma ile radyoterapinin ölümcül etkisine kısmen de olsa karşı koyarlar
- Tedavi başında repopülasyon yavaşken ilk dozlardan sonra bu hızlanır
- Bu hızlanmaya akselere repopülasyon adı verilir

- Normal dokular da radyoterapi süresince repopülasyona uğrarlar ve bu da akut yan etkilerin tamirinde önemlidir
- Tedavi şemaları bu normal doku repopülasyonuna izin verecek şekilde düzenlenmelidir
- Toplam tedavi süresi gereğinden uzun olursa tümör hücreleri akselere repopülasyona girer ve tümörün radyasyona yanıtı tümöral hücre çoğalması nedeniyle azalır
- Radyoterapi akut yanıt veren dokuların tolerans dozlarının sınırları içerisinde verilebilecek en kısa sürede tamamlanmalıdır

- Repair (onarım)
- Radyoterapi ile tümör hücrelerinde letal hasarlar oluşurken sağlam dokularda genelde subletal hasarlar oluşur
- Fraksiyonlar halinde uygulanan RT ile subletal hasara uğrayan sağlam doku hücreleri tamir şansı bulurlar
- Radyasyona bağlı hücre tamirinin süresi  $t_{1/2}$  dir ve dakikalarla saatler arasındadır
- Normal doku hücrelerinde hasarın tamiri amaçlı fraksiyonlar arası en az 6 saat olmalıdır

- Repopülasyon ve repair tümör dokusunda çok normal doku için önemlidir
- Normal dokunun korunması artar, RT ye direnç artar
- Redistrübisyon ve reoksijenasyon normal dokudan çok tümör dokusu için önemlidir
- Tümöral dokunun ölümü artar, RT ye duyarlılık artar

- Redistribisyon (yeniden dağılım)
- Hücrelerin radyasyona duyarlılıkları buldukları hücre döngüsü evresine göre farklılık gösterir
- En duyarlı fazlar G2 ve M fazı iken en dirençlisi S fazıdır
- Radyasyon fraksiyonlar halinde verildiğinde iki fraksiyon arasında geçen sürede hücre döngüsünde daha dirençli fazlardaki hücreler duyarlı fazlara ilerlerler

- Sonuç olarak tümör hücrelerinin radyasyona duyarlı hücre döngüsü fazında radyasyona maruz kalma olasılıkları artar ve bu olasılık tüm tedavi süresince devam edeceği için radyoterapiden elde edileceği için radyoterapiden elde edilecek yarar artmış olur
- G1-1.5-14 saat
- S-6-9 saat
- G2-1-5 saat
- M-0.5-1 saat
- En duyarlı M ve G2
- En dirençli S fazıdır



- Reoksijenasyon (yeniden oksijenlenme)
- Tümör hücreleri çoğalıp tümör volümü arttıkça tümöral dokunun kanlanması gereksinimi karşılayamaz ve tümör dokusunda hipoksik nekrotik bölgeler oluşur
- Hipoksik hücreler radyasyona 2-3 kat daha dirençlidirler
- Radyosensitif konumdaki iyi oksijenlenen hücreler fraksiyone radyoterapi boyunca ölürlür
- Gelen oksijen miktarı sabit olduğu için hipoksik hücreler daha iyi kanlanma desteği bulup oksijenize olurlar ve radyosensitiviteleri artar

- Radyosensitivite (intrinsik radyoduyarlılık)
- Çevresel koşullardan etkilenebilen bir durumdur
- İlk kez 1907 de Bergonie ve Tribendau tarafından tanımlanmıştır
- Radyosensitivite mitoz ile doğru orantılı ,diferansiasyonla (farklılaşma) ile ters orantılıdır
- SF2= 2 Gy lik radyasyon dozunda sağ kalan hücre fraksiyonudur
- Sf2 yi azaltmak için radyoduyarlaştırıcılar verilebilir

- Konvansiyonel fraksiyonasyon
- Fraksiyon dozu 1.8-2 Gy
- Fraksiyon sayısı/gün :1
- Fraksiyon sayısı/hafta: 5
- Fraksiyon sayısı/tedavi: 25-35
- Total doz: 45-70 Gy

- Hiperfraksiyonasyon
- Fraksiyon dozu 1.1-1.2 Gy
- Fraksiyon sayısı/gün :2
- Fraksiyon sayısı/hafta: 10
- Fraksiyon sayısı/tedavi: 60-70
- Total doz: 45-70 Gy veya %10 daha fazladır
- Lokal kontrolü artırmak
- Normal dokuda geç yan etkiyi azaltmak amaçlanır

- Akselere fraksiyonasyon
- Fraksiyon dozu 1.1-2 Gy
- Fraksiyon sayısı/gün : >1
- Fraksiyon sayısı/hafta: >5
- Fraksiyon sayısı/tedavi: 25-35
- Total doz: 45-70 Gy veya daha düşük
- Erken yan etkiler artar
- Lokal kontrolün azalmasına yol açabilir

- Hipofraksiyonasyon
- Fraksiyon dozu  $>2$  Gy
- Fraksiyon sayısı/gün :  $\leq 1$
- Fraksiyon sayısı/hafta:  $\leq 5$
- Fraksiyon sayısı/tedavi:  $\leq 25-35$
- Total doz:  $<45-70$  Gy
- Erken yan etkiler konvansiyonel fraksiyonasyon ile aynıdır
- Geç yan etkiler artar

# RADYASYONUN HÜCRESEL ETKİLERİ

Dr. Bora UYSAL

- Canlı hücreler içinde hücrenin bölünmesi ve gelişimi ile ilgili bilgileri taşıyan molekül DNA dır
- Radyasyon DNA nın bir veyapek çok yerinde sarmalın tek ya da çift bağını kırabilir
- Zarar bazen onarılmakta, bazen de hücrenin ölümü veya transformasyonu ile sonuçlanmaktadır
- Malign transformasyon kansere de dönüşebilir
- Ölen hücreler normal hücreler tarafından yok edilir



- Radyasyonun DNA ya etkisi iki yolla olur
- Direkt etki-İndirekt etki
- Direkt etki
- Radyasyon direkt olarak hedef dokudaki DNA moleküllerine etkimektedir
- Bağ kırıkları oluşabilir
- Tek bağ kırıkları hücre tarafından tamir edilirken çift bağ kırıkları hücrenin ölümü ile sonuçlanabilir
- DNA onarılsa hücre üremeye devam eder
- Hasar onarılamazsa hücre apoptoz denen programlı hücre ölüm yolağına girer ve ölür

- İndirekt etki
- Radyasyona bağlı enerji transferi sonucu serbest radikallerin oluşumu ve bunların DNA ya etkimesi sonucu molekülün hasra görmesini kapsar
- Bu etki muhtemelen su molekülleri aracılığıyla olur

- İyonizan radyasyonun biyolojik etkileri radyasyonun karakteristiklerine ve hedefin karakteristiklerine bağlıdır
- Radyasyonun biyolojik maddeye zarar verme yeteneği genelde enerjinin etkinliği ile orantılıdır
- LET-lineer enerji transferi
- İyonize radyasyonların kat ettikleri yol boyunca birim uzaklık başına bırakmış oldukları enerji salınımına denir
- LET arttıkça radyasyonun öldürücü etkileri artar
- Birimi kev/mikrometredir
- Radyasyonun yükü artıp hızı azaldıkça LET i artar

- Co60            0.2 keV/mikrometre
- Proton            0.5
- Beta            0.25
- Alfa            100
- Nötron            20
- 250 KV x ışını    2
- 3 mV x ışını    0.3

- Absorbe doz
- Radyasyon ölçümünün kantitesidir
- Absorbe eden materyalin birim kütlesi başına bir radyasyon demetinden absorbe edilen enerji miktarını tanımlar
- Birimi Gy dir (gray)

- Eş değer doz
- Farklı radyasyonların insan dokusunda hasarları farklıdır
- Bu nedenle dokuda absorbe edilen dozun sağlık etkisine yol açan radyasyon türünün ağırlık faktörü ile çarpılması gerekir
- Ortaya çıkan sonuca eş değer doz denir
- Birimi Sv dir (sievert)
- Doz hızı
- Birim zamanda uygulanan dozu tanımlar

- Hedef (doku) karakteristikleri
- Dokuların farklı tipleri radyasyona karşı ayrı duyarlılık göstermektedir
- Sık sık bölünen kemik iliği gibi hücreler arasında bölünen bağ dokusu gibi hücrelere göre radyasyondan daha fazla etkilenir
- Efektif doz
- Eş değer dozun doku ağırlık faktörü ile çarpımı ile bulunur
- Birimi Sv (sievert) tir

- RBE-rölatif biyolojik etkinlik
- Belirli bir biyolojik etkiyi oluşturan 250 kv luk x ışını dozunun aynı etkiyi oluşturan herhangi bir radyasyon dozuna oranıdır
- Overkill etkisi
- RBE LET arttıkça artar ancak LET değeri belli bir sayıyı geçtikten sonra radyasyondan hasar görecektir hücre sayısının azalması nedeniyle RBE azalır buna da yüksek LET li enerjilerin overkill etkisi denir



- Radyasyonun fiziksel, kimyasal, biyolojik evre süreleri
- Fiziksel evre
- Gelen foton
- Hızlı elektron/pozitron oluşumu
- $10^2$  -  $10^5$  sn
- Kimyasal evre
- İyon radikal oluşumu
- Serbest radikal oluşumu
- $10^2$  -  $10^5$  sn

- Biyolojik evre
- DNA bağlarında kırılma
- Saat-yıllar

- Radyasyona bağlı gelişen hasar tipleri
- Letal hasar
- Geri dönüşümsüz, tamir edilemez ,hücreyi ölüme götüren hasarlardır
- DNA da çift sarmal kırığı
- Yüksek Let li radyasyon

- Subletal hasar
- Ek radyasyon dozu eklenmedikçe saatler içerisinde tamir edilebilen hasarlardır
- Radyasyonun indirekt etkisi ile oluşur
- DNA da tek sarmal kırığı olur
- Düşük LET li radyasyonda görülür

- Potansiyel letal hasar
- Radyasyona maruziyet sonrası hücre ortamındaki çevresel değişikliklere bağlı tamir edilebilen hasarlardır
- Mitoza giden hücre için öldürücü olabilir

- Hücre döngüsü süreleri
- G1- 1.5-14 saat
- S-6-9 saat
- G2-1-5 saat
- M-0.5-1 saat
- Hücrelerin radyasyona en duyarlı oldukları fazlar G2 ve M fazlarıdır
- Radyasyona direncin en fazla olduğu faz geç S fazıdır

- Radyoprotektif ajanlar
- Radyasyondan koruyucu maddeler radyoprotektif olarak adlandırılır
- Serbest radikaller
- Tiyoller- sistin, sisteamin, vitamin A, C, E

- Radyosensitizerler
- Radyasyonun etkisini artıran maddelerdir
- Oksijen
- Metronidazol
- Misonidazol
- Aktinomisin D
- Adriamisin
- Metotraksat
- 5-FU
- Kafein



- Doku, organları oluşturan şekil ve yapı bakımından benzer, aynı fonksiyonu gören hücre topluluğudur
- Çeşitli dokuların radyasyona duyarlılıkları farklıdır
- En duyarlı
- Duyarlı
- Orta derece duyarlı
- Düşük duyarlı

- En duyarlı
- Lenfosit
- İmmatür hematopoetik hücreler
- İntestinal epitel
- Spermatogonia
- Ovaryum follikül hücreleri

- Duyarlı
- Mesane epiteli
- Özafagus epiteli
- Mide mukozası
- Epidermis epiteli

- Orta derece duayrlı
- Endotel
- Büyüyen kemik ve kıkırdak
- Fibroblast
- Glial hücreler
- Meme
- Akciğer epiteli
- Böbrek epiteli

- Düşük duyarlı
- Olgun eritrosit
- Kas hücresi
- Olgun bağ dokusu
- Olgun kemik ve kıkırdak

- Seri organlar
- Fonksiyonel subunitleri seri yapıdaki organlardır
- Radyasyona bağlı hasar herhangi bir bölgede oluşursa komplikasyon tüm organda gözlenir
- Omurilik
- Özafagus
- Rektum
- Koroner damarlar

- Paralel organlar
- Fonksiyonel subunitleri paralel yapıdadır
- Radyasyona bağlı hasar herhangi bir bölümde yaşanırsa komplikasyon sadece o bölgede gözlenir, organ fonksiyonuna devam eder
- Akciğer
- Karaciğer
- Böbrek
- Myokard

- Radyasyona bağlı doku ve organ etkileri akut, subakut ve kronik olarak 3 e ayrılır
- Akut-İlk 6 ayda
- Subakut-6-12 ayda
- Kronik-12 aydan sonra. Karsinogenez, genetik mutasyonlar, kromozom aberasyonları



- Deterministik etki
- Radyasyonun akut ve subakut etkilerine deterministik etkiler denir
- Belli bir eşik dozu vardır
- Katarakt
- Eritem
- Sterilite
- Fibrozis

- Stokastik etki
- Radyasyonun kronik etkilerine denir
- Etki için belli bir eşik dozu yoktur
- Kanser gelişimi
- Genetik mutasyonlar
- Kromozom aberasyonları

# RADYASYONUN MADDE İLE ETKİLEŞİMİ

Dr. Bora UYSAL

- Radyasyon dokudan geerirken saçılır ve doku tarafından absorbe edilir
- X ve Gama ışınları doku içine doğru ilerledikçe sabit bir şekilde azalma gosterir
- Radyasyonun Şiddeti absorbe eden materyalin kalınlığı ile azalır
- Radyasyon ve madde arasındaki 5 major etkileŐimden 3 tanesi absorpsiyon katsayısını belirler
- Fotoelektrik etki
- Compton etkisi
- Çift oluşumu

- Fotoelektrik etki
- Foton bir yüzeye çarptığı zaman enerjisini elektronlara aktarır ve yüzeyden dışarı elektron saçılır
- Tanısal radyolojinin temelini oluşturur
- 35 kv altındaki düşük enerjilerde önemlidir
- Kemik atom numarası yumuşak dokudan büyük olduğu için daha fazla radyasyon absorbe eder ve radyoopak görünür (hava vs. radyolüsen)

- Compton etkisi
- Foton atomun dış yüzeyindeki elektrona çarpar, elektron ve foton farklı yönlerde bir açıyla saçılırlar
- Fotonun enerjisi elektrona aktarılır, saçılan elektronlar da diğer atomların en dış yüzündeki gevşek elektronlarla etkileşime girer
- Terapotik radyolojinin temelini oluşturur
- 35 kv-50 mv arası enerji seviyesinde gözlenir
- Radyasyonun geçtiği doku kemik veya yumuşak doku olsa da absorpsiyon her yerde eşittir

- Çift oluşumu
- Nadiren oluşur
- Gelen foton maddenin atom çekirdeği etrafında bir negatif ve pozitif elektrona dönüşerek kaybolur
- Pozitif elektron ilerlemeye devam eder, enerjisi iyice azalınca kendisine en yakın serbest elektrona çekilir ve yok olur
- Bu yok olmadan bir çift foton oluşur
- 1.02 mev üzerinde oluşur
- 10 mev üzeri enerjilerde daha çok çift oluşumu gözlenir

- Koherent etki
- Elektromagnetik dalga veya fotonun elektronun yanından geçerken elektronu titreştirmesi olayıdır
- İki tip koherent saçılma vardır
- Thomson-bir elektronla
- Rayleigh-atomun tüm elektronlarıyla etkileşim
- Bu etki nedeniyle gökyüzü gündüz mavi ,akşam üstleri kızıl görünür



- X ışınlarının karakteristik özellikleri
- Dalga boyları 0.01 nm-10 nm
- Frekansları 30-30 000 phz
- Enerjileri 100 ev-100 kv
- Bremsstrahlung X ışını-Elektronlar hedefte atomlar ile çarpıştığında ve yavaşladığında sürekli bir spektrum yayılır
- Karakteristik X ışını- Yüksek enerjili elektronlar iyonizasyon işlem boyunca atomların en içteki elektronlarını yerinden çıkartır, serbest elektron kabuğu tekrar dolunca X ışını fotonu hedef malzemenin enerji karakteristiği ile yayılır

- X-ray-8-17 kev
- Mamografi- 20 kev
- BT-60 kev
- Havaalanı-80 kev
- Radyoterapi-3-10 mev

- Elektron enerjilerinin karakteristik özellikleri
- Düşük enerjili: 2-10 mev
- Yüksek enerjili: 10-42 mev
- Giricilikleri azdır, yüzeysel tedavilerde kullanılırlar

- İyonlaştırıcı radyasyon birimleri
- Radyasyon miktarı oluşabilecek zararlı biyolojik etkiler, kullanılan cihazlar ve deneysel çalışmalar açısından bilinmelidir
- Radyoaktivite
- Kararsız durumdaki atomun partiküler veya elektromagnetik radyasyon yayarak parçalanıp kararlı duruma geçmesidir
- Birimi Becquerel'dir

- Kerma
- Yüksüz bir iyonlaştırıcı parçacık tarafından belli bir maddenin birim kütlesi başına serbest hale geçirilen yüklü iyonlaştırıcı parçacıkların başlangıçtaki kinetik enerjilerinin toplamıdır
- Birimi Gy (gray)
- Absorbe doz
- Absorbe eden materyalin birim kütlesi başına bir radyasyon demetinden absorbe edilen enerji miktarını tarif eder
- Birimi Gy (gray)

- Exposure (ışınlama) birimi
- Fotonlar tarafından havada oluşturulan iyonizasyon miktarıdır
- Birimi C/kg (coulomb/kg) dir
- İntegral doz
- Tedavi edilen volümde absorbe edilen total enerjidir
- $\text{Joule} = \text{kg} \times \text{Gy}$

- Eş değer doz
- Dokuda absorbe edilen dozun saçlı etkisine yol açan radyasyon türüne bağlı olarak saptanmış radyasyon ağırlık faktörü ile çarpımı sonrası oluşan doza denir
- Birimi SV (sievert)

- Aktivite- Becquerel
- Exposure-Coulomb
- Absorbe doz- Gray
- Doz eşdeğeri-Sievert



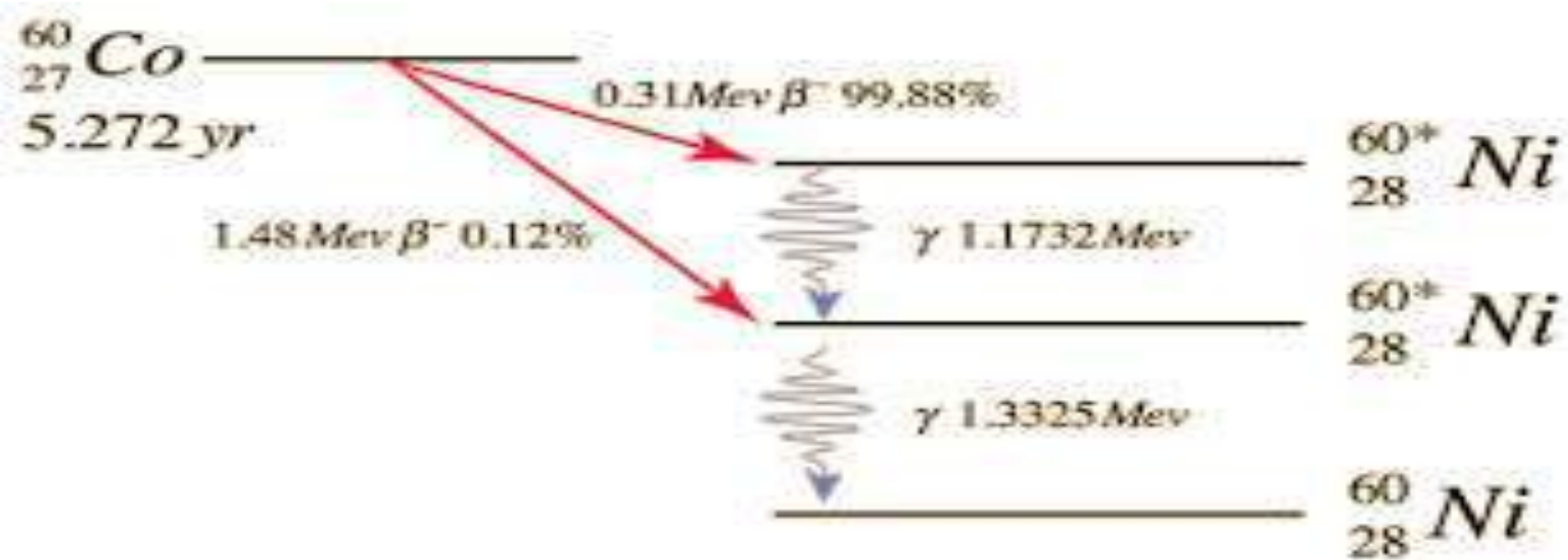
# RADYOTERAPİ CİHAZLARI-Co60

Dr. Bora UYSAL

- Cobalt 27 proton, 32 nötron, 27 elektrondan oluşan doğada kararlı halde bulunan sert, kırılğan, hafif mavimsi renge sahip gri renkli bir maddedir
- Radyoaktif olmayan Co cam ve seramiğe mavi renk vermek için kullanılmıştır
- 1735'te George Brandt renkli camlardaki mavi rengin Kobalt adlı yeni bir element olduğunu gösterdi

- Co erime noktası 14 950 derece, kaynama noktası 28 700 derece, yoğunluğu ise 8.9 gr/cm<sup>3</sup> tür
- Co'ın en çok bilinen izotopu kararsız halde bulunan radyoaktif Co60'dır
- 1930 yılında California Üniversitesinden Gleen T. Seabor ve John Livingood tarafından bulunmuştur
- Co60 ticari amaçlı nükleer reaktörlerde üretilir

- Co60 ın bozunumu B- türü bir bozunumdur ve sonrasında 1.17 mv ve 1.33 mv lik iki gama ışıması gözlenir
- Co60 ın yarı ömrü yani radyoaktif çekirdek sayısının yarıya inmesi için geçmesi gereken süre 5.27 yıldır
- Bir elementin radyoaktivitesinin tükenmesi ve zararsız hale gelmesi için pratik olarak  $10 \times t_{\frac{1}{2}}$  süre geçmesi gerekir
- Yani Co60 ın 53 yıl boyunca güvenli bir ortamda saklanması gerekir



- Co60 doğal halde bulunan radyoaktif olmayan Co59 çekirdeğinin nötronla bombardımanı sonrası elde edilir
- Nötron kaynağı olarak da Cf252 kullanılır
- Bu işlem su tanklarında yapılmaktadır

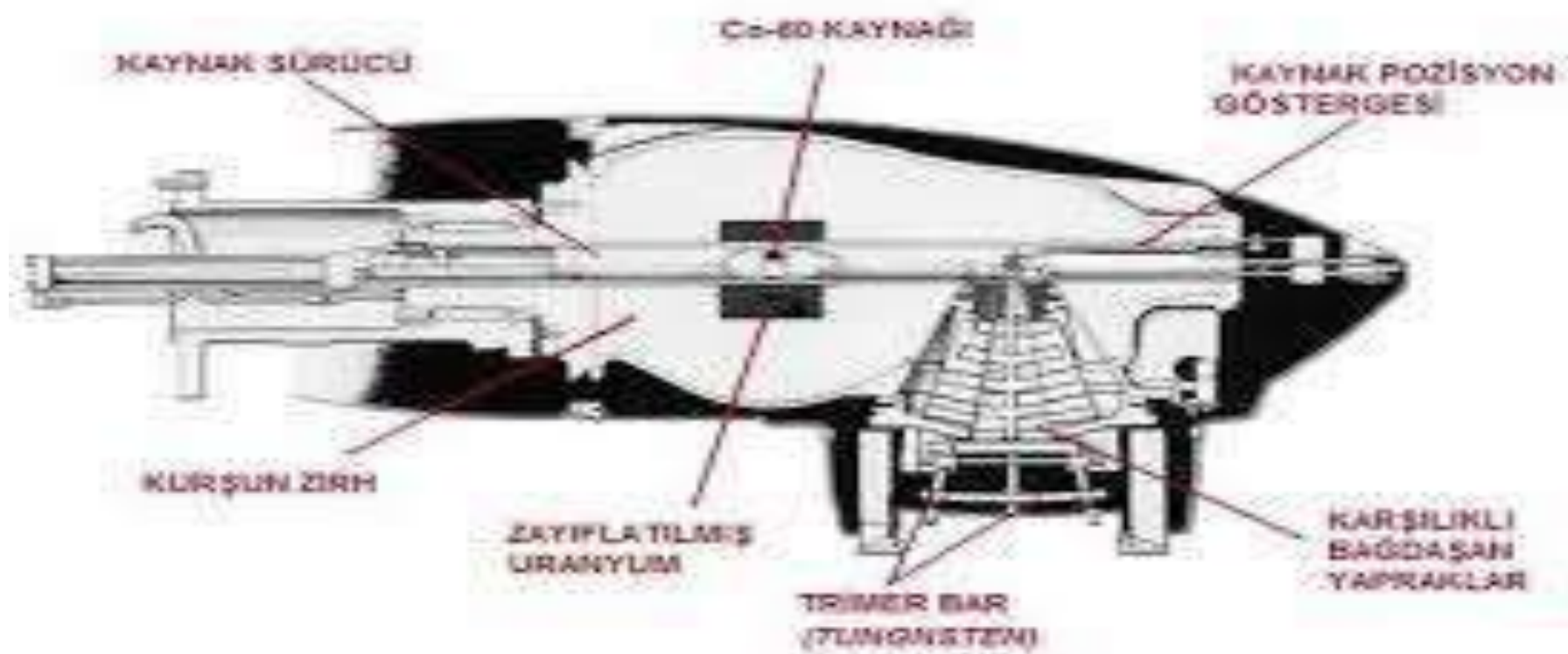
- Co 60 aygıtının 2 cm çapında silindirik bir kaynağı vardır
- Aktivitesi 5000-15000 ci (curie) arasında değişmektedir
- 5-7 yılda bir kaynak değiştirilmelidir
- Derinliği 10 cm e kadar olan tümörlerde Co60 LINAC cihazları öncesi performanslı olarak kullanımdaydı
- Ancak derin yerleşimli tümörler ve kritik organların korunması açısından LINAC cihazı ağdaş radyoterapinin ana cihaz sistemini oluşturmaktadır

- Co60 cihazı bileşenleri
- Tedavi başlığı ve kolimatör
- Gantry
- Co60 kaynağı
- Hasta tedavi masası
- El kumandası
- Hasta izleme sistemi
- Aksesuarlar





- Co60 aygıtı ışınlama kafası
- Kaynak
- Kolimatör
- Kaynağı kolimatör ağızına getiren manuel sistem
- Kaynağı itici pnömatik sistem
- Aygıtın ışınlama kafasının rotasyonunu sağlayan düzenek



# Radyoterapi cihazları-LINAC

Dr. Bora UYSAL

- LINAC lineer akseleratör tedavi aygıtıdır
- İki tip hızlandırıcı kullanılır
- Elektron-betatron ve lineer akseleratörler (%99)
- Siklotron-ağır parçacık hızlandırıcısı, proton ve nötron tedavilerinde kullanılır

- X ışını tüpünde olduğu gibi ısı yoluyla metal telden serbestlenen elektronlar daha yüksek kinetik enerji kazanmak için elektromanyetik alan içerisinde hızlandırılırlar
- Oluşan elektronlarla yüzeysel tedaviler yapılır (4-25 mev)
- Bu elektronlar bir hedefe çarptırılarak daha yüksek enerjili X ışınları elde edilir (4-25 mv)
- Bu X ışınları da daha derin tümörlerde kullanılır



- Mikrodalga odacıkları
- İletken bir metalden oluşan silindir şeklindeki odacıklar içinde 3000 mhz frekansta elektromagnetik dalga oluşturulur
- Elektron hızlandırılması
- Odacıkta oluşan bu yüksek frekanslı dalda silindirin ortasındaki kanala iletilir ve elektron odacıktan odacığa silindir ekseninde doğrusal olarak hızlanır
- Çıkış hızları odacıkta aldıkları hız toplamına eşittir



- Elektron hızlandırıcıların çalışma şekli
- Elektrik akımı modülatörde depolanır
- Elektronlar tabancasından elde edilen elektronlar 50 kev lik enerji ile hızlandırıcı tüpün içine gönderilir
- Hızlandırıcı tüpün sonunda elektronlar maksimum enerjileri kazanırlar
- Hızlandırma odacıklarından çıkan elektronlar 90 veya 270 derece açı ile saptırılarak ışının çıkacağı kafa kısmına yönlendirilir

Accelerating waveguide

Electron gun

Radiofrequency source

Gantry

Beam collimator

Couch



- Magnetron
- Mikrodalga üreten bir osilatördür
- Saniyede birkaç yüz mikrodalga oluşturur
- Mikrodalga frekansı 3000 mhz dir

- Klystron
- Mikrodalga üretmez
- Mikrodalga güçlendiricidir
- Düşük güçteki osilatörler tarafından üretilen mikrodalgalar güçlendirilmek üzere klystrona iletilir

- Linac ta düzleştirici filtrenin özelliği
- Düşük enerjili X ışınlarını toplayıp yüksek enerjili X ışınlarının geçişini artırmaktır

